

**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA
SEDE QUITO**

**CARRERA:
INGENIERÍA DE SISTEMAS**

**Trabajo de titulación previo a la obtención del título de: INGENIEROS DE
SISTEMAS**

**TEMA:
DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO PARA CAPTURAR Y
PROCESAR SEÑALES BIOELÉCTRICAS MUSCULARES DEL
ANTEBRAZO, UTILIZANDO UN PROCESADOR ARM**

**AUTORES:
DARWIN JOSÉ MAZA GUARNIZO
JAVIER ALEJANDRO ERRAEZ RAMON**

**TUTOR:
WASHINGTON ARSENIO RAMÍREZ MONTALVÁN**

Quito, abril del 2016

Cesión de derechos de autor

Nosotros Darwin José Maza Guarnizo, con documento de identificación N° 1718011461 y Javier Alejandro Erraez Ramon con documento de identificación N° 2200004063, manifestamos nuestra voluntad y cedemos a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que somos autores del trabajo de titulación intitulado: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO PARA CAPTURAR Y PROCESAR SEÑALES BIOELÉCTRICAS MUSCULARES DEL ANTEBRAZO, UTILIZANDO UN PROCESADOR ARM, mismo que ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingenieros de Sistemas, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En aplicación a lo determinado en la Ley de Propiedad Intelectual, en nuestra condición de autores nos reservamos los derechos morales de la obra antes citada.

En concordancia, suscribo este documento en el momento que hago entrega del trabajo final en formato impreso y digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.



Darwin José Maza Guarnizo
1718011461



Javier Alejandro Erraez Ramon
2200004063

Quito, abril del 2016

Declaratoria de coautoría del docente tutor

Yo declaro que bajo mi dirección y asesoría fue desarrollado el trabajo de titulación DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO PARA CAPTURAR Y PROCESAR SEÑALES BIOELÉCTRICAS MUSCULARES DEL ANTEBRAZO, UTILIZANDO UN PROCESADOR ARM realizado Darwin José Maza Guarnizo, Javier Alejandro Erraez Ramon, obteniendo un producto que cumple con todos los requisitos estipulados por la Universidad Politécnica Salesiana, para ser considerados como trabajo final de titulación.

Quito, abril de 2016



.....
Washington Arsenio Ramírez Montalván

C.C. 1710804681

DEDICATORIA

Este proyecto se lo dedico a Dios por haberme guiado y dado sabiduría y ánimos suficientes para no desmayar en cada dificultad que se tuvo. A mi esposa Verónica por su infinito apoyo, sacrificio y entrega. Mis hijos Antony y David ya que fueron mi principal motivación para culminar con este proyecto. A mis padres por la educación que me brindaron e inculcado la disciplina en el aprendizaje.

Javier Alejandro Erraez Ramon

Dedico mi proyecto primeramente a Dios por haberme dado la fortaleza y guía en cada momento difícil de la carrera como del proyecto. A mis padres por haber sido los pilares fundamentales y consejeros permanentes. A mis hermanos y sobrinos que han sido motivación constante cuando las fuerzas decaían y por último pero no menos importantes a mis amigos y mi novia Verónica que sin su apoyo incondicional no hubiera podido concluir con tan anhelada meta.

Darwin José Maza Guarnizo

AGRADECIMIENTO

Nuestros más sinceros agradecimientos a la Universidad Politécnica Salesiana, por todos los conocimientos adquiridos durante nuestra instancia, del mismo modo a cada uno de nuestros docentes por haber contribuido de una u otra manera en nuestra formación académica, ya que gracias a sus conocimientos impartidos hemos logrado terminar tan anhelada carrera como es la ingeniería.

Expresamos también nuestra más profunda gratitud por brindarnos la oportunidad de trabajar bajo la guía y supervisión del Ing. Washington Ramírez, ya que gracias a la supervisión académica, sugerencias y dedicación se hizo posible la pronta finalización del proyecto.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO 1	
INFORMACIÓN GENERAL	3
Estado del arte	3
1.1 Problema.....	7
1.2 Justificación.....	8
1.3 Objetivo principal.....	8
1.4 Objetivos específicos.....	8
1.5 Alcance	8
CAPÍTULO 2	
MARCO TEÓRICO	11
2.1 Unidad Motora	11
2.2 Tipos de electromiografía.....	13
2.2.1 Electromiografía invasiva	13
2.2.2 Electromiografía de superficie (SEMG)	15
2.3 Los músculos	19
2.3.1 Músculo liso	19
2.3.2 Músculo cardiaco	20
2.3.3 Músculo estriado	20
2.3.4 Anatomía del antebrazo.....	21
2.4 Amplificador	24

2.5	Filtros.....	26
2.6	Arduino.....	27
2.7	Raspberry Pi	29
2.7.1	Shield Raspberry Pi.....	30
2.8	Bluetooth	32
2.9	Lenguaje de programación Python.....	33
2.10	Reconocimiento de patrones.....	38
2.10.1	Universo	39
2.10.2	Sensor.....	39
2.10.3	Extracción de características	39
2.10.3.1	Valor eficaz (RMS = Root Mean Square ó media cuadrática)	40
2.10.3.2	Valor medio absoluto (VMA).....	41
2.10.3.3	Valor medio absoluto diferencia (VMAD).....	41
2.10.3.4	Longitud de la forma de onda (LO).....	41
2.10.3.5	Cambio de pendiente (CP).....	42
2.10.3.6	Cruces por cero (CPC).....	42
2.10.4	Clasificador	43
2.10.4.1	Máquina de soporte de vectores (SVM)	43
2.10.4.2	Redes neuronales artificiales (RNA)	43
2.11	Fundamentos electrónicos.....	45
2.11.1	Amplificador de Instrumentación	45
2.11.2	Rectificador de onda completa de precisión	46

2.11.3	Filtro paso bajo activo	49
2.11.4	Amplificador inversor	50
2.11.5	Circuito de bomba de carga.....	51
2.11.6	Adquisición de la señal	52

CAPÍTULO 3

CONSTRUCCIÓN..... 53

3.1	Esquema de prototipo.....	53
3.2	Elaboración del prototipo	54
3.2.1	Diseño y construcción del primer prototipo para la adquisición de señales EMG.....	55
3.2.1.1	Electrodos.....	56
3.2.1.2	Etapas de pre amplificación.....	57
3.2.1.3	Etapas de rectificación.....	59
3.2.1.4	Etapas de filtrado	60
3.2.1.5	Etapas de inversión	62
3.2.1.6	Etapas de construcción del circuito impreso	64
3.2.1.7	Etapas de registro de la señal EMG.....	65
3.2.2	Diseño y construcción del brazalete prototipo para la adquisición de señales EMG reducido	68
3.2.2.1	Electrodos.....	69
3.2.2.2	Construcción de los electrodos.....	70
3.2.2.3	Etapas de pre amplificación.....	72

3.2.2.4 Circuito de montaje superficial	73
3.2.2.5 Etapa de conversión analógica a digital	74
3.2.2.6 Bus I2C	76
3.2.2.7 Etapa de registro de la señal EMG	78
3.2.3 Obtención de patrones	81
3.2.4 Comunicación bluetooth	82
3.2.5 Aplicación en Android	83

CAPÍTULO 4

RESULTADOS.....	85
4.1 Resultados	85
4.2 Movimientos capturados	88
4.3 Señales registradas	89
4.4 Configuración del aplicativo de comunicación y demostración	92
4.5 Resultados inesperados	93
CONCLUSIONES.....	94
TRABAJOS FUTUROS	96
REFERENCIAS	98

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Moto neurona alfa y unidad motora.....	12
Figura 2. Electrodo invasivo	14
Figura 3. Electrodo de superficie	16
Figura 4. Señal SEMG	17
Figura 5. Músculos principales del antebrazo.....	24
Figura 6. Esquema Amplificador de propósito general	25
Figura 7. Raspberry Pi	30
Figura 8. Shield Raspberry Pi	31
Figura 9. Detección de la señal SEMG	36
Figura 10. Registro de contracción muscular.....	37
Figura 11. Etapas de un sistema de reconociendo de patrones	38
Figura 12. Representación del valor eficaz en la EMG	40
Figura 13. Esquema red neuronal.....	44
Figura 14. Esquema amplificador instrumentación y AD8221	45
Figura 15. Rectificador de onda completa de precisión.....	48
Figura 16. Filtro activo paso bajo	49
Figura 17. Amplificador inversor.....	50
Figura 18. Bomba de carga	52
Figura 19. Esquema brazalete	53
Figura 20. Diagrama proceso lectura de la señal	55
Figura 21. Canal de prueba con electrodos de superficie.....	57
Figura 22. Amplificador AD620	58
Figura 23. Esquema etapa de pre amplificación	58
Figura 24. Esquema etapa de rectificación	59

Figura 25. Señal de un solo potencial de acción	60
Figura 26. Esquema etapa de filtrado.....	61
Figura 27. Suavizado de la señal.....	62
Figura 28. Esquema etapa de inversión.....	62
Figura 29. Diagrama esquemático del sistema completo para la adquisición de la señal EMG.....	63
Figura 30. Circuito impreso primer prototipo	64
Figura 31. Primer prototipo (brazalete) construido para adquirir las señales EMG del antebrazo	65
Figura 32. Programa desarrollado en LabView	66
Figura 33. Gráfica de una acción de la mano en Labview	67
Figura 34. Dimensiones de electrodos	70
Figura 35. Dimensión y distancia de los electrodos.....	71
Figura 36. Ubicación de los electrodos	72
Figura 37. Amplificador AD8221	73
Figura 38. Circuito SMD vs circuito normal	74
Figura 39. Etapa conversión analógica a digital Shield Raspberry Pi.....	75
Figura 40. Interconexión bus I2C.....	77
Figura 41. Condiciones de I2C.....	77
Figura 42. Conexión entradas analógicas.....	79
Figura 43. Código lectura de los sensores.....	79
Figura 44. Código extracción de características	80
Figura 45. Señal puño mediante Python	81
Figura 46. Código lectura bluetooth.....	83
Figura 47. Aplicación de configuración Android	84

Figura 48. Prototipo brazalete final.....	86
Figura 49. Registro de la señal EMG por cada canal.....	87
Figura 50. Movimientos capturados de la mano	89
Figura 51. Señales de las diferentes acciones del antebrazo	90
Figura 52. Características del patrón.....	91
Figura 53. Configuración y acción de la extensión de la mano	92
Figura 54. Configuración y acción de la flexión de la mano	92

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Características de las técnicas de electromiografía	13
Tabla 2. Clasificación de los músculos	19
Tabla 3. Comparación lenguajes programación.....	33
Tabla 4. Comparativas de los amplificadores de instrumentación.....	68
Tabla 5. Comparativas amplificadores operacionales.....	69
Tabla 6. Codificación para las acciones del antebrazo	82
Tabla 7. Lista de posibles comandos para una acción	84

RESUMEN

El presente proyecto de titulación tiene como finalidad la creación de un dispositivo que permita censar y procesar las señales bioeléctricas procedentes de las contracciones musculares del antebrazo. Para lograr una interacción entre un aplicativo de escritorio o móvil.

Como primera instancia se fusionan varias ramas de estudio, como la medicina, la electrónica y la informática, utilizando herramientas libres tanto en software como en hardware, para construir un brazalete capaz de capturar las bioseñales y procesarlas.

Para la etapa de procesamiento de las señales se describe las técnicas, algoritmos y diferentes clasificadores (redes neuronales, máquina de vectores) que se usan para lograr el reconocimiento de patrones.

El siguiente paso es la creación de un aplicativo para un dispositivo móvil con sistema Android, el cual permite la configuración de las acciones del antebrazo versus los comandos que posteriormente permitirán la interacción entre prototipo y una aplicación de escritorio.

Finalmente se mostrará la interacción entre las aplicaciones desarrolladas y el prototipo elaborado, llegando a demostrar que uniendo varias ramas de estudio se puede construir dispositivos con tecnología de punta y de bajo costo, capaces de obtener señales en diferentes grupos musculares que permitan la interacción hombre-máquina.

ABSTRACT

This titling project aims to create a device that allows sensing and processing bioelectric signals from the forearm muscle contractions. To achieve an interaction between a desktop or mobile application.

As a first instance several branches of study such as medicine, electronics and computers, using free tools both software and hardware to build a bracelet able to capture and process biosignals merge.

For the stage of signal processing techniques, algorithms and different classifiers (neural networks, machine vector) used to achieve pattern recognition is described.

The next step is to create an application for a mobile device with Android system, which allows the configuration of the actions of the forearm versus later commands allow interaction between prototype and a desktop application.

Finally the interaction between the developed and the developed prototype applications will be shown, reaching prove that uniting various branches of study can build devices with advanced technology and low cost, able to get signals on different muscle groups that allow interaction man machine.

INTRODUCCIÓN

El presente trabajo, describe el desarrollo y construcción de un dispositivo, capaz de adquirir las señales eléctricas provenientes de las diferentes unidades motoras de los músculos del antebrazo, con el fin de interactuar mediante un software computacional a través de diferentes gestos de la mano.

Para el desarrollo del proyecto se abarcarán diferentes áreas de estudio, como es el caso de la medicina, la electrónica y la informática, buscando la forma más idónea de abordar los diversos temas de cada área, para que, en conjunto con las nuevas tecnologías tener un producto de estudio académico robusto.

Para entender de una forma más clara el funcionamiento y lo que se desea alcanzar con el trabajo planteado, se lo dividirá en varios capítulos:

- En el primer capítulo se describe el planteamiento del problema, la justificación del presente proyecto, además se describe los objetivos y hasta donde se llegará con el proyecto propuesto.
- Para el segundo capítulo, se abordarán conceptos básicos y estudios de los diferentes componentes que formarán parte del proyecto, los fundamentos electrónicos y la manera de cómo utilizar cada uno de estos fundamentos, además se explicarán los términos técnicos necesarios para la mejor comprensión de todo el trabajo.

- El tercer capítulo describe todos los pasos necesarios para lograr la construcción del prototipo, además de los esquemas utilizados para dicho fin, también se hará mención sobre las aplicaciones que interactuarán con el prototipo.
- Para el cuarto capítulo se realizan las pruebas correspondientes entre el software y el dispositivo creado. Finalmente se tendrán las respectivas conclusiones y recomendaciones de todo el trabajo realizado.

CAPÍTULO 1

INFORMACIÓN GENERAL

En el presente capítulo se describe el problema, los objetivos y el alcance que se pretende con el trabajo propuesto así como el estado del arte.

Estado del arte

El desarrollo tecnológico ha cobrado gran importancia en los últimos años, dando lugar a trabajos de investigación encaminados a la realización de interfaces hombre-máquina, que están generalmente diseñadas para ayudar a personas con discapacidad o a su vez para ejecutar acciones sin contacto directo de la persona. Una de las formas para lograr este objetivo es mediante la captación de señales electromiográficas (EMG) proveniente de los músculos que están asociados con el tipo de movimiento producido.

Dentro de la medicina existe un área conocida como electromiografía (EMG) dedicada al estudio de estos impulsos eléctricos llamados también señales bioeléctricas, la EMG es un método para determinar los patrones de activación de los músculos implicados en un movimiento en particular (Gowitzke & Milner, 1999). Este método registra las señales mediante electrodos conectados al musculo a analizar, la señal es adquirida por un electro-miógrafo y mediante software computacional se visualiza en una interfaz gráfica muestra en pantalla los resultados obtenidos.

El análisis y estudio de estas señales ha permitido el desarrollo de importantes proyectos para el bienestar humano. Además, son utilizadas clínicamente para el diagnóstico de problemas neurológicos y neuromusculares. La EMG es también

utilizada por varios laboratorios de investigación, en el campo de la biomecánica, el control motor, la fisiología neuromuscular, los desórdenes de movimiento, el control postural y la terapia física.

Entre los trabajos de investigación destacan; los realizados por Graupe y Cline, en el reconocimiento de características en 1975 y seguidos por Doershuck en 1983 aplicando técnicas de correlación (Graupe, Julio 1989). Pero es a partir de 1999 que el departamento de Neuro-Ingeniería de la NASA desarrolló técnicas de reconocimiento de patrones EMG por medio de redes neuronales y modelos ocultos de Markov (NASA, 2008). El reconocimiento de señales mioeléctricas mediante modelos auto regresivos (AR), transformadas de Fourier STFT, Wavelets, redes neuronales y métodos estadísticos, trabajo que ha dado un gran aporte para la interpretación de dichas señales, trabajo realizado por Fergusson y Dunlop (Ferguson & Dunlop, 2002).

Todas estas investigaciones y trabajos realizados han sido de gran ayuda para desarrollar dispositivos hombre-máquina, prótesis, así como interacción de entornos virtuales.

Las interfaces más notables son las prótesis mioeléctricas, las cuales emulan lo que realiza una parte o extremidad del cuerpo, por medio del movimiento de los músculos, éstas han sido de mucha ayuda en el estudio y evolución de la robótica al tratar de desarrollar extremidades que se comporten como parte del cuerpo humano, surgiendo nuevas ramas como la biomedicina. Con el paso del tiempo, los avances en el desarrollo de estas interfaces, han dado lugar a la creación de nuevas herramientas, que facilitan el desarrollo de tareas cotidianas o para entretenimiento.

Como es el caso de reconocimiento de movimientos de los jugadores de Xbox mediante su Kinect de Microsoft Research. También su patente aun en desarrollo, la cual registra el movimiento específico de los músculos del usuario, para interactuar con los sistemas informáticos y los dispositivos conectados (United States Patente n° 20090326406, 2009).

Otro dispositivo que fue presentado a inicios del 2015, por la empresa Thalmic Labs llamado MYO, el cual captura la actividad eléctrica de los músculos y los traduce a señales que se envían al computador, son claros ejemplos de que dichas interfaces no solo sirven para un propósito en general, orientándose a cualquier campo, como es el caso de la biotecnología o telemedicina, ya que al poder registrar acciones de las personas, se pueden convertir en comandos para que realicen tareas a la distancia.

Como se ha mencionado, la creación de interfaces que interpreten el movimiento de alguna parte del cuerpo, han sido estudiadas y desarrolladas a nivel mundial, sin ser la excepción en nuestro país. Existen varios trabajos aislados, realizados en diferentes Universidades que hacen mención a esta tecnología, como mover algún dispositivo electrónico por medio de los músculos del brazo, creación de prótesis mioeléctricas, guantes electrónicos o simplemente registro de la actividad muscular.

Como ejemplo de estos trabajos desde el año 2010 las diferentes Instituciones de Educación Superior; Universidad Politécnica Salesiana, Universidad Tecnológica Equinoccial, Universidad Estatal de Bolívar, crean el proyecto “Sistema de entrenamiento virtual para medicina”, el sistema está destinado a los estudiantes e investigadores de las carreras de medicina, electrónica, sistemas y afines. Tal es el caso

que se crea un aplicativo denominado “Body 3D” el cual permite enlazar, controlar y manipular los datos que envía un dispositivo electrónico (guante) y las imágenes en tercera dimensión (3D) del cuerpo humano. Este guante captura los movimientos que expresa la mano y los interpreta (Freire, Ramírez, & Vallejo, 2012) (Pillajo & Robayo, 2012) (Inaquiza & Jácome, 2013).

Dichos movimientos están sujetos a diferentes funciones nerviosas que envía nuestro cerebro para ejecutar algún gesto o acción en particular, como abrir o cerrar la mano. Estas funciones nerviosas están gobernadas principalmente por el sistema nervioso, cuya unidad básica son las neuronas, que mediante una serie de procesos, logran recibir información en forma de impulsos eléctricos desde y hacia los músculos (Bustamante Zuleta, 2007).

Cada acción desde las simples, hasta las más complejas, como dibujar o tocar el piano, es controlada por el sistema nervioso, el cual gobierna cada uno de los músculos. Como dato tenemos que se controlan y coordinan 750 músculos en cada momento, debido a esto, se nos permite interactuar con el mundo que nos rodea, adaptarnos e inclusive poderlo cambiar (López Chicharro & Fernández Vaquero, Fisiología del Ejercicio 3ª Edición, 2006).

Dicho lo anterior, al mover cualquier musculo una persona genera impulsos eléctricos, para nuestro desarrollo y caso de estudio nos centraremos en los músculos del antebrazo.

1.1 Problema

Para interactuar con entornos reales o virtuales, es necesario dispositivos que permitan comunicarnos ya sea con brazos robóticos, vehículos terrestres o aéreos no tripulados, como es el caso de; cascos virtuales, guantes electrónicos o trajes adaptados para esa finalidad. La mayoría de estos dispositivos funcionan por medio de movimientos de la persona, cuyos movimientos están gobernados principalmente por el sistema nervioso, el cual, recibe información en forma de impulsos eléctricos desde y hacia los músculos que están realizando el movimiento. Lo que ha dado paso a desarrollar diferentes proyectos, que abarquen diversas tecnologías para interactuar en una interfaz hombre máquina.

Ahora bien, supongamos que se desea usar la electromiografía para manipular diversas tecnologías con los músculos de una persona, se necesitaría todo el equipamiento de la electromiografía para adquirir las señales, recurriendo a costos elevados y para nada portables, sometiéndose a derechos de autor o limitaciones del equipo, dando lugar a omitir esta tecnología para implementar en diversos proyectos y más aún para fines educativos.

El problema radica en cómo interactuar con una interfaz que permita registrar e interprete las bioseñales de un determinado grupo muscular, de ahí que el presente trabajo pretende crear dicha interfaz, reutilizando varias tecnologías y dejando las bases para futuros trabajos.

1.2 Justificación

Debido a todo lo expuesto anteriormente nace la idea de crear un dispositivo en forma de brazalete que use tecnologías de hardware y software libre, que sea inalámbrica y sobre todo accesible económicamente, que posteriormente se la podrá usar en diversos proyectos y plataformas informáticas.

1.3 Objetivo principal

Diseño y construcción de un prototipo para capturar y procesar señales bioeléctricas musculares del antebrazo, utilizando un procesador ARM.

1.4 Objetivos específicos

- Investigar cómo detectar las señales bioeléctricas procedentes de las contracciones musculares del antebrazo.
- Estudiar los diferentes tipos de sensores que formarán parte del dispositivo.
- Obtener y procesar las señales registradas en un dispositivo (Raspberry Pi) mediante el procesador que incluye la Raspberry Pi.
- Estudiar la comunicación inalámbrica de bajo voltaje.
- Crear un prototipo producto de la fusión de todos los estudios y análisis realizados.
- Desarrollar la comunicación entre el prototipo y dispositivos móviles.

1.5 Alcance

El presente trabajo tiene como finalidad crear una interfaz que permita la comunicación entre el computador o un dispositivo móvil de tecnología Android, a través de los grupos musculares del antebrazo cuando realice un movimiento en específico.

El dispositivo a desarrollar será un brazalete que se lo colocará en el antebrazo, con su respectiva circuitería y sensores que leerán la señal, constará con fuente de alimentación portable (baterías litio), la señal será transmitida a un procesador ARM que estará embebido en un dispositivo denominado Raspberry Pi.

La plataforma Raspberry Pi será la encargada de recoger las señales obtenidas por medio de un shield (amplía la capacidad de la Raspberry Pi), el cual convertirá la señal analógica a digital, para su posterior procesamiento con el procesador ARM.

Para la fase de investigación de cómo registrar las señales bioeléctricas, se hará un estudio de las diferentes técnicas que se usan para la lectura de las señales, la ubicación de los sensores y los grupos musculares del antebrazo que intervienen en los movimientos básicos de la mano.

Los diferentes sensores que se usarán en la construcción del dispositivo serán estudiados en su funcionamiento básico, los cuales se pueden usar y adaptar a las necesidades del prototipo.

Una vez obtenidas las señales, se estudiará cómo transmitir las a la plataforma Raspberry Pi, cómo se tratarán con su procesador ARM y como se transmitirá el resultado final hacia donde se desea interactuar.

En la comunicación a bajo voltaje se estudiará la tecnología de bluetooth, la cual permite pasar los datos desde y hacia dispositivos con un mínimo consumo de energía.

En las últimas etapas de la construcción del dispositivo se procederá a tener una circuitería lo más compacta posible, interconectadas para capturar las bioseñales de los músculos del antebrazo, además se desarrollará una interfaz para comunicarse con un teléfono de tecnología Android y su respectiva comunicación hacia el computador por medio de una interfaz o con la utilización de algún aplicativo propio del sistema operativo.

En la parte de documentación se proveerá del respectivo escrito, el cual contendrá toda la información ordenada y tratando de explicar de la forma más clara los pasos a seguir y las guías para la construcción del dispositivo planteado. En dicho escrito constaran las pruebas realizadas, así como el código fuente que se ha utilizado para programar la interfaz que se ha creado. Además, se adjuntará en formato digital los respectivos videos, fotos, guías, hojas de datos e información que se ha recopilado durante el desarrollo de todo el proyecto.

CAPÍTULO 2

MARCO TEÓRICO

Para este apartado, se abordarán los conceptos básicos, de cómo se genera una señal bioeléctrica, cuales son los pasos que utiliza la electromiografía para capturar estas señales, los grupos musculares que serán el caso de estudio, así como los fundamentos electrónicos para lograr capturar las señales generadas.

Se empezará abordando de dónde y cómo nace la señal bioeléctrica, para esto es necesario explicar lo que es la unidad motora, la cual es de mucha importancia para generar y transmitir la señal biológica.

2.1 Unidad Motora

Según (López Chicharro & Fernández Vaquero, Fisiología del Ejercicio 3ª Edición, 2006), los músculos esqueléticos están controlados por motoneuronas alfa, las cuales llevan las señales que van desde el cerebro, pasan por la medula espinal y llegan a los músculos.

En la *Figura 1a*, se muestra una motoneurona alfa, la cual está ubicada entre la medula espinal, cuya ramificación se une a diferentes fibras musculares por medio de los botones sinápticos. El conjunto de las motoneuronas y de las fibras musculares se denomina Unidad Motora (UM) como se muestra en la *Figura 1b*. Dicho esto, si se estimula eléctricamente a una motoneurona, estimulara a su unidad motora y provocará que todo el musculo presente una contracción (López Chicharro & Fernández Vaquero, Fisiología del Ejercicio 3ª Edición, 2006) (Niel-Asher, 2008).

Moto neurona alfa y unidad motora

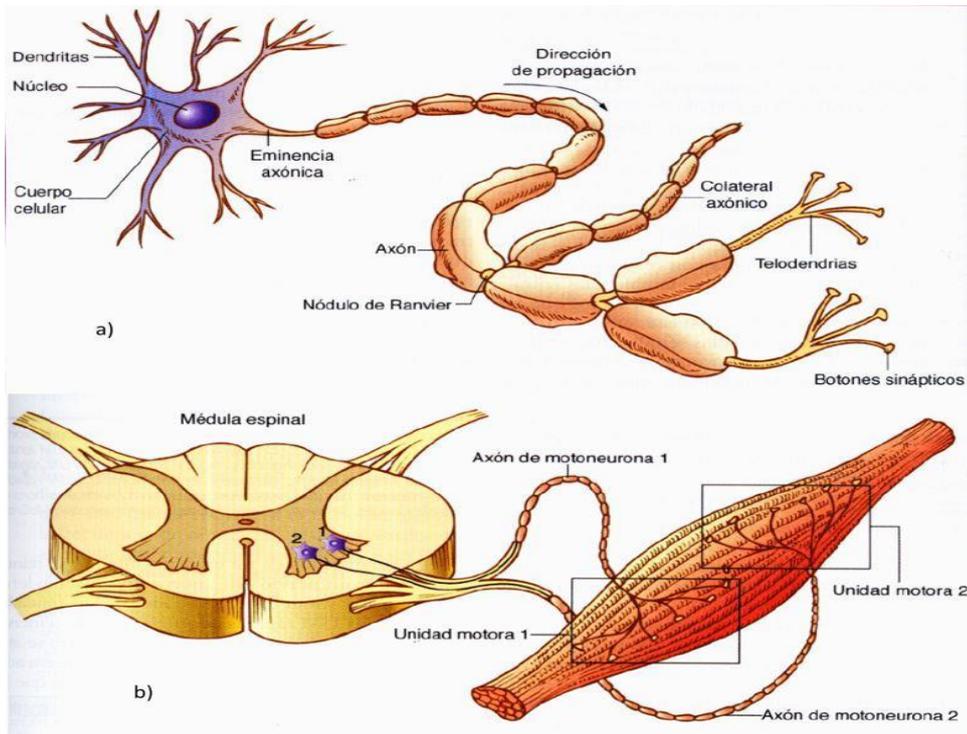


Figura 1. Moto neurona alfa y unidad motora

a) Las motoneuronas del asta anterior de la médula espinal inervan las fibras musculares esqueléticas a través de los botones sinápticos. b) Esquema de dos ejemplos de unidades motoras y sus ramificaciones durante la inervación de diferentes tipos de fibras musculares. Fuente: (López Chicharro & Fernández Vaquero, 2006)

Para detectar dichas contracciones se utiliza la técnica de electromiografía (EMG), esta técnica se la realiza de dos formas distintas, I) La electromiografía invasiva, y II) la electromiografía no invasiva o de superficie como se la conoce. En la Tabla 1 se muestra cuáles son las características más relevantes para el trabajo planteado de ambas técnicas:

Tabla 1. Características de las técnicas de electromiografía

Características	EMG Invasiva	EMG Superficial
Obtiene registro de un potencial generado, por una motoneurona	SI	SI
Tipos de electrodos que usan	AGUJA	SUPERFICIALES
Se necesita supervisión medica	SI	NO
La colocación de los electrodos es dolorosa	SI	NO

Nota: Darwin Maza y Javier Erraez

2.2 Tipos de electromiografía

Como se observó en la Tabla 1, las dos técnicas difieren un poco para la adquisición de la señal, sobre todo en el método y los materiales que son usados para registrar la misma. Como se observó la primera característica de ambas es el registro de la señal por lo tanto la descripción de electromiografía es aplicada a las dos técnicas.

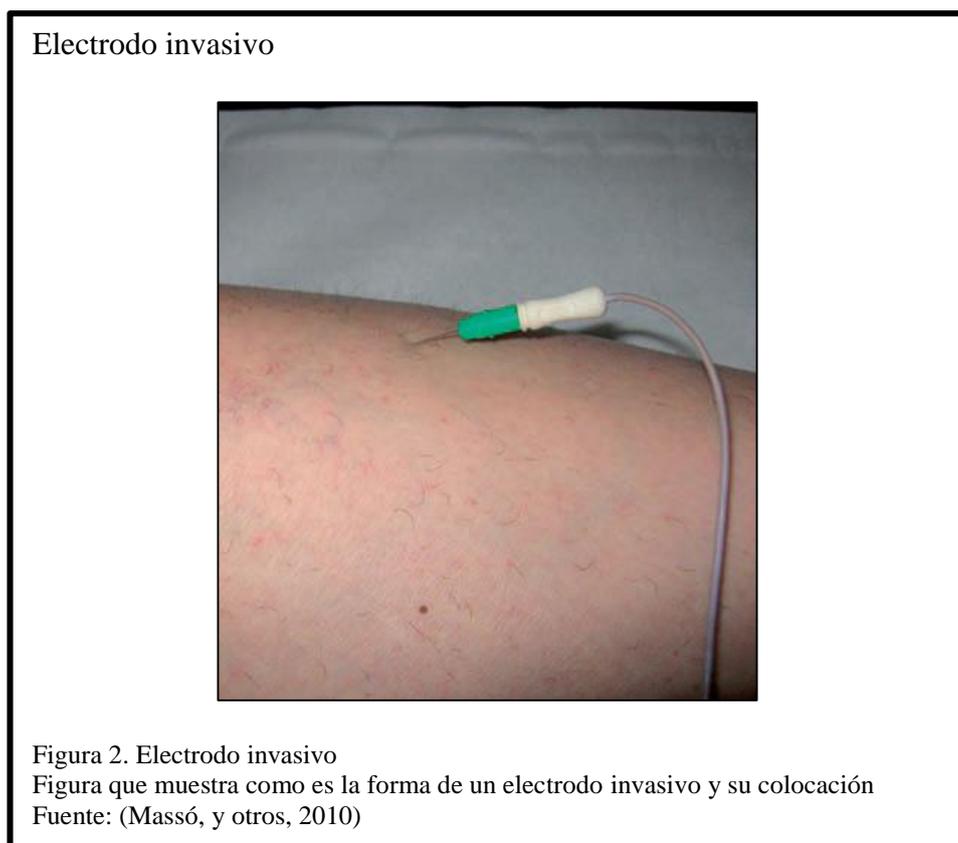
La electromiografía (EMG), es una técnica para el estudio y evaluación del sistema neuromuscular. Ésta registra los potenciales eléctricos que se presentan en el músculo cuando este se activa, para el registro usan electrodos que pueden ser invasivos o superficiales (Gowitzke & Milner, 1999).

2.2.1 Electromiografía invasiva

La composición de los músculos son varias moto neuronas, las cuales inervan un área específica de las fibras musculares (el agrupamiento de estas forman el musculo), la electromiografía invasiva obtiene el potencial generado por una unidad motora en particular, técnica utilizada por diversas especialidades, sobre todo en rehabilitación, traumatología, ya que localiza el área lesiona, concretando si la lesión es de un músculo, nervio, raíz nerviosa, o de varios de ellos (Cifuentes González, 2010).

Es decir, esta técnica es focalizada para una zona de un determinado grupo muscular, siendo más precisa para determinar si alguna complicación muscular es por el musculo o no.

Para el registro de los potenciales generados en las unidades motoras, la electromiografía invasiva usa electrodos de aguja, los electrodos son dispositivos que se utilizan para registrar una diferencia de potencial eléctrico (Rothstein, Roy, & Wolf, 2005). Los electrodos invasivos o intramusculares consisten en una delgada aguja de metal que se insertan directamente en el musculo. Estos se colocan en los lugares del musculo que especifique el fisioterapeuta o el medico encargado del procedimiento, por lo que es necesario tener la presencia de un especialista, para registrar los potenciales de acción (señal).



Por último al ser una técnica invasiva, al momento de insertar la aguja (electrodo) en el musculo para registrar la señal (Figura 2), habrá molestias y dolor, por lo tanto es una técnica recomendada y usada para diagnóstico médico.

2.2.2 Electromiografía de superficie (SEMG)

Consiste en un método reconocido para cuantificar la actividad total (actividad mioeléctrica) y para estimar la fatiga neuromuscular de un modo indirecto, el valor registrado de la señal, es un indicador válido de la actividad mioeléctrica total de los músculos activos que se correlaciona con el número de unidades motoras activas, es decir, con esta técnica se registra varias unidades motoras a la vez (López Chicharro & Fernández Vaquero, Fisiología del Ejercicio, 2008). Técnica que usa electrodos de superficie, los cuales son adheridos directamente sobre la piel del musculo, del que se quiere obtener información, esta información permite estudiar el comportamiento promedio de la actividad eléctrica de un musculo o grupo de músculos, logrando así detectar rendimiento o fatiga muscular.

Los electrodos para biopotenciales convierten corrientes ionicas (únicas presentes en los tejidos vivos) en corriente de electrodos (las únicas que pueden circular por los conductores metálicos). (Autores, 1988)

Los electrodos de superficie se dividen en dos grupos; electrodos secos y humedos. Los electrodos humedos son los que entre la piel y la placa metalica se localiza un gel conductor o una substancia electrolítica, con el fin de minimizar la resistencia presente entre la piel y la placa metálica, mejorando considerablemente la conductividad electrica, en la Figura 3 se muestra los electrodos de superficie colocados.

Por lo general estos electrodos son elaborados de materiales como la plata, platino, acero inoxidable, oro, entre otros. Los electrodos humedos de cloruro de plata-plata

(Ag/AgCl) son usados para aplicaciones y diagnosticos médicos, los cuales por sus caracterizticas únicas son los más preciados, con el único inconveniente de que son desechables.

Electrodo de superficie

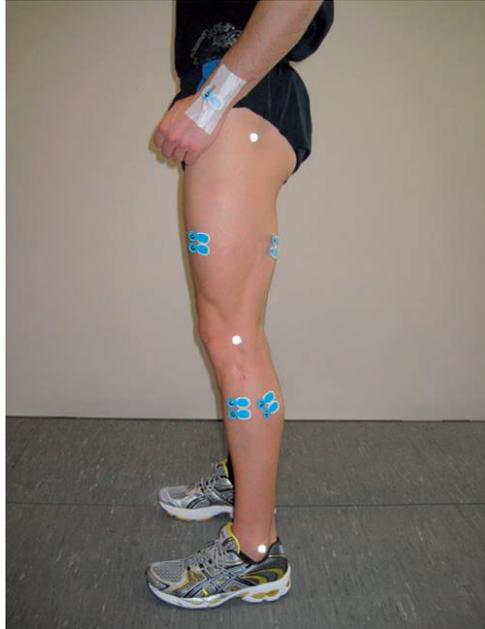


Figura 3. Electrodo de superficie
Electrodos colocados para el registro de la actividad muscular
Fuente: (Massó, y otros, 2010)

Se muestra en la Figura 4, los elementos del tejido y los electrodos para obtener la señal. Como se mencionó anteriormente la fuente de la señal son los potenciales de acción de las unidades motoras.

Señal SEMG

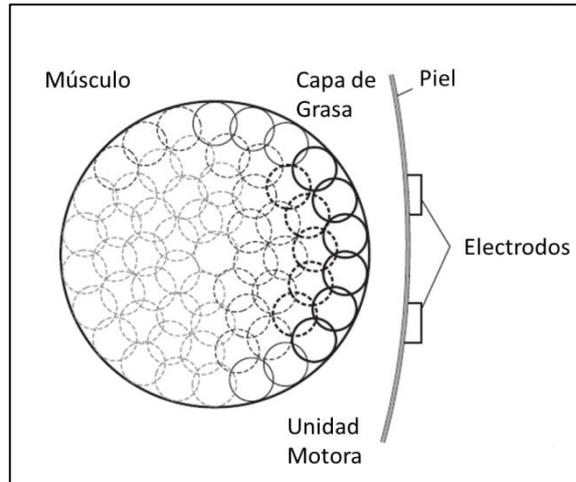


Figura 4. Señal SEMG

Representación visual de la actividad de la unidad motora en relación con los electrodos de registro.

Fuente: (Criswell, 2011)

Cada pequeño círculo representa una unidad motora (UM), que en conjunto es la parte seccionada de un músculo. Se observa que los círculos negros más cercanos a la superficie de la piel y, por lo tanto, más cercanos a los electrodos de registro hacen las mayores contribuciones a la señal SEMG. Del mismo modo se observa, que mientras más alejados estén de los electrodos de registro contribuyen en menor cantidad al registro de la señal, esto es debido, a que, cuanto más lejos la señal tiene que viajar a través de los tejidos del cuerpo, más resistencia encuentra, esta resistencia absorbe la energía original hasta llegar a los electrodos, esto nos lleva a concluir que mientras más tejido adiposo exista, la señal será absorbida en mayor cantidad. Además, los tejidos del cuerpo tienden a absorber de la señal los componentes de alta frecuencia, permitiendo que frecuencias más lentas pasen fácilmente. Por este motivo se considera

que el tejido del cuerpo proporciona un filtro de paso¹ bajo para la señal (Criswell, 2011).

En base a la Tabla 1. Características de las técnicas de electromiografía, se puede observar las características relevantes de la electromiografía invasiva y de superficie;

- Ambas técnicas registran los potenciales generados por una moto neurona.
- Los tipos de electrodos que usan, la técnica invasiva usa del tipo intramuscular (aguja), mientras que la superficial usa electrodos no invasivos.
- Se necesita supervisión médica, por obvias razones la electromiografía invasiva, es indispensable que un especialista guie la inserción de los electrodos, mientras que la superficial, solo se necesita saber dónde se colocan los electrodos para registrar la señal.
- La colocación de los electrodos es dolorosa, sin duda los electrodos intramusculares de la técnica invasiva causan malestar y dolor ya que atraviesa la piel para llegar al musculo, mientras que en la técnica superficial los electrodos solo se adhieren a la piel.

Debido a todo lo expuesto, se necesita que la técnica no conlleve mayores complicaciones, como el caso de tener todo el tiempo un médico especialista, o a su vez, que se inserte varios electrodos en el musculo a estudiar, por tales motivos la electromiografía de superficie es la más indicada para el proyecto planteado.

¹ **Filtro paso bajo:** aquel que permite el paso de las frecuencias más bajas y atenúa las frecuencias altas.

2.3 Los músculos

Los músculos son los que determinan el aspecto de la forma del cuerpo. Sin los músculos el esqueleto no sería más que una masa inerte de huesos: ellos aportan la fuerza necesaria para la acción. Las funciones de los músculos varían. Algunos sirven para mantener erguida una serie de huesos (como los músculos vertebrales), y otros para activar dos partes unidas por una articulación. Algunos son muy robustos, otros pequeños; hay músculos muy fuertes y otros que controlan una variedad de movimientos muy delicados. (Smith, 1996)

Existen varios tipos de músculos ya sea por su estructura y características microscópicas, como se muestra en la Tabla 2 a continuación.

Tabla 2. Clasificación de los músculos

Tipo Músculos	Contracción Voluntaria	Función: Flexores - Extensores	Giran: Pronadores - Supinador
Musculo Liso	NO	NO	NO
Musculo Cardíaco	NO	NO	NO
Musculo Estriado	SI	SI	SI

Nota: Darwin Maza y Javier Erraez

2.3.1 Músculo liso

Las células musculares lisas de los vertebrados se encuentran sobre todo formando las tónicas musculares de órganos huecos y vasos sanguíneos, es decir recubren las estructuras internas, como la pared intestinal, vejiga, entre otros órganos, y su contracción es involuntaria (Silverthorn, 2007).

2.3.2 Músculo cardíaco

En el musculo cardiaco comparte la misma estructura que los músculos estriados pero con importantes diferencias, entre ellas están; que son de menor tamaño, no se disponen de forma paralela, sino que forman una red tridimensional compleja y muy resistentes, lo que permite una gran excitabilidad y conductividad, determinando su capacidad de presentar contracciones rítmicas y frecuentes, comúnmente llamados latidos (ritmo cardiaco, el cual es de 80 contracciones por minuto, en un adulto), su movimiento es involuntario (Iglesias Gal, López Gallardo, Martín Velasco, & Prieto Montalvo, 2007).

2.3.3 Músculo estriado

Las células de este tipo de músculos son cilíndricas, alargadas, se diferencia de los otros tipos de músculos por actuar voluntariamente, es decir que sus contracciones tan solo se realizan a través de ordenes consientes, por ende, la persona puede controlar la duración e intensidad de la contracción, dando lugar a la fatiga muscular por sobre esfuerzo del músculo. Estos músculos son conocidos como músculos esqueléticos, ya que se insertan por lo menos en dos huesos, pueden tener puntos de inserción en muchos más, son aquellos que están rodeando los huesos de las extremidades inferiores (piernas), extremidades superiores (brazos), tronco (espalda, pecho), cabeza y cuello. Al estar unido a los huesos permiten una amplia movilidad ya que pueden alargar o contraer para por ejemplo recoger el brazo, otra característica es la opción de poder girar una extremidad unos 90°,180° grados y volver como es el caso de extender

el brazo y girar la palma de la mano hacia arriba, estos movimientos son conocidos como supinación o pronación (Kapandji, 2006).

Se puede observar que los diferentes tipos de músculos, cumplen un papel determinado en cada parte del cuerpo, y dado las características que se busca, entre ellas poder controlar voluntariamente las contracciones musculares, para determinar cuándo se realizó una acción, se puede optar por los grupos musculares de tipo estriado. Como se mencionó en los músculos estriados, son aquellos que están formando los músculos de los brazos, piernas, cabeza y espalda.

2.3.4 Anatomía del antebrazo

El antebrazo se sitúa entre el codo y la muñeca. Contiene dos huesos, el radio y el cúbito, y muchos músculos, cuyos tendones² pasan principalmente por la mano. Estos dos huesos están unidos por una membrana interósea, la cual permite separar los músculos superiores e inferiores del antebrazo (Moore & Agur, 2003).

El antebrazo esta formado por varios grupos musculares, todos con su respectiva importancia, para fines del presente proyecto se abarca los mas grandes y relevantes, que són usuados para realizar movimientos básicos del antebrazo y la mano, ya sea al querer hacer una acción o un movimiento en particular.

² **Tendón:** Son estructuras anatómicas situadas entre el músculo y el hueso, cuya función es transmitir la fuerza generada por el primero al segundo, dando lugar al movimiento articular. (Jurado Bueno & Medina Porqueres, 2008)

Los músculos inferiores del antebrazo llamados músculos anteriores son:

- **Pronador redondo (Figura 5a)** mueve el antebrazo en pronación, ayuda a la flexión de la articulación del codo. Ejemplo de su utilización, verter líquido de un recipiente, girar la perilla de una puerta.
- **Flexores de la muñeca (Figura 5b)** (palmar mayor o m.flexor radial del carpo, palmar largo o palmar menor, flexor cubital del carpo o cubital anterior): flexiona la muñeca el palmar mayor, también mueve la muñeca en abducción³, el cubital anterior también aduce⁴ la muñeca. Ejemplo de su utilización: tirar de una cuerda hacia uno, empuñar un hacho o martillo.
- **Flexores de los dedos (Figura 5c)** (flexor común superficial de los dedos, flexor común profundo de los dedos, flexor largo del pulgar): flexor superficial de los dedos, flexiona las falanges medias y puede ayudar a flexionar la muñeca. Flexor profundo de los dedos, flexiona las falanges distales (es el único músculo que puede hacerlo). Ejemplo de su utilización, presión en garra como al asir un maletín, presión de fuerza, como al abrir o cerrar un grifo, teclear, tocar el piano y algunos instrumentos de cuerda.

³ **Abducción:** Es el movimiento de un hueso alejándose de la línea media. Con la mano derecha abierta, la palma viendo hacia nosotros, los dedos pegados y tratar de mover solo la mano hacia la derecha, se conoce como abducción. (Tortora & Derrickson, 2006)

⁴ **Aducción:** Es el movimiento de un hueso hacia la línea media. Con la mano derecha abierta, la palma viendo hacia nosotros, los dedos pegados y tratar de mover solo la mano hacia la izquierda, se conoce como abducción (Tortora & Derrickson, 2006)

- **Supinador largo o braquiorradial (Figura 5d)** flexiona la articulación del codo. Ayuda a la pronación⁵ y supinación⁶ del antebrazo cuando se opone resistencia a estos movimientos. Ejemplo de su utilización, girar un sacacorchos (Jarmey, 2003).

Los músculos superiores del antebrazo llamados músculos posteriores son:

- **Supinador corto (Figura 5e)** mueve el antebrazo en supinación. Ejemplo de su utilización, girar un picaporte o un destornillador.
- **Extensores de la muñeca (Figura 5f)** (primer radial externo o extensor radial largo del carpo, segundo radial externo o extensor radial corto del carpo, cubital posterior o extensor cubital del carpo): extiende la muñeca el primer y segundo radial, también abducen la muñeca y mueven la muñeca en aducción. Ejemplo de su utilización, amasar, teclear, limpiar ventanas.
- **Extensores de los dedos (Figura 5g)** extiende los dedos, ayuda a la abducción (separación) de los dedos respecto al dedo medio. Ejemplo de su utilización, soltar objetos retenidos en la mano (Jarmey, 2003).

⁵ **Pronación.** Movimiento propio de los huesos del antebrazo en el cual el dorso de la mano se gira hacia arriba o hacia dentro. Se realiza cuando la palma de la mano “mira” hacia abajo el pulgar hacia dentro. (Kapandji, 2006)

⁶ **Supinación.** Movimiento propio de los huesos del antebrazo, el cual consiste que la palma de la mano es girada hacia arriba o hacia afuera. Se realiza cuando la palma de la mano se dirige hacia arriba con el pulgar hacia afuera. (Kapandji, 2006)

Músculos principales del antebrazo

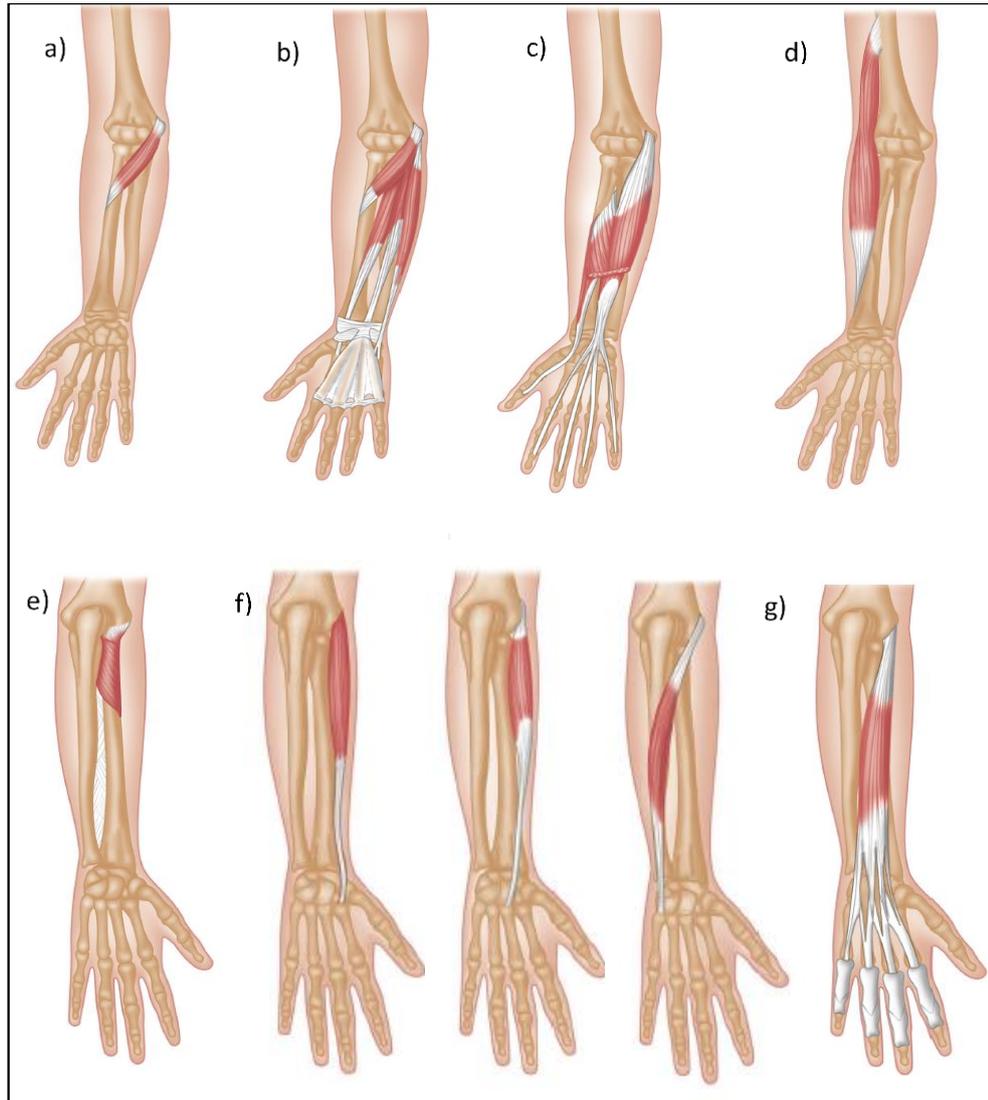


Figura 5. Músculos principales del antebrazo

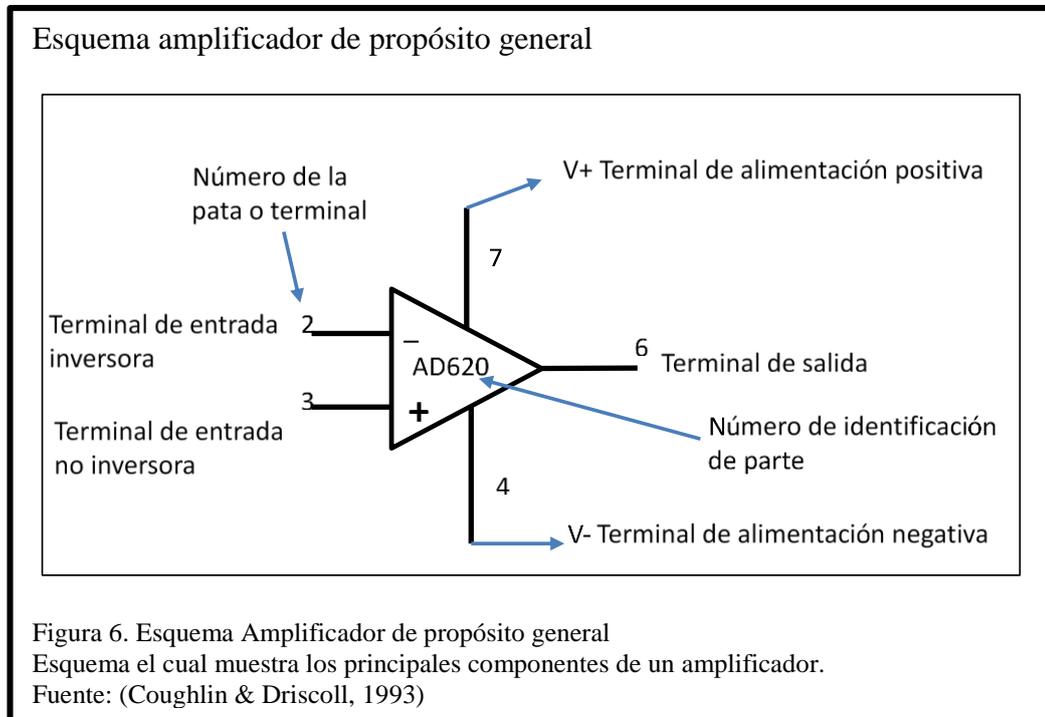
Músculos que intervienen en diferentes movimientos del antebrazo y la muñeca; a) Pronador redondo, b) Flexores de la muñeca, c) Flexores de los dedos, d) Supinador largo, e) Supinador corto, f) Extensores de la muñeca, g) Extensores de los dedos.

Fuente: (Jarmey, 2003)

2.4 Amplificador

Los amplificadores deben su auge a la computadora digital, ya que sus inventores trataban de reducir costos e incrementar eficiencia, estos amplificadores nacieron como “operacionales”, ya que, se los usa para realizar operaciones de suma, resta, multiplicación de señales. A medida que la tecnología de fabricación adquirió mayor

precisión se realizaron mejoras notables, ya sea en el cambio de sus componentes internos, como en el incremento de sus entradas y salidas dentro de un mismo circuito (chip).



Como se observa en la Figura 6, todo amplificador consta de las mismas partes que se muestran en el esquema, el símbolo del amplificador es un triángulo que apunta en la dirección del flujo de la señal. Este componente tiene un número de identificación de parte (NIP), colocado dentro del símbolo del triángulo, el cual designa al amplificador con características específicas. Todos los amplificadores poseen por lo menos cinco terminales: I) La terminal de fuente de poder positiva V_{cc} o $V+$, II) la terminal de fuente de alimentación negativa V_{ee} o $V-$, III) la terminal de salida, IV) la terminal de entrada inversora (negativo), V) y la terminal de entrada no inversora (positiva).

Se denomina como amplificador a todo circuito que ofrezca en su salida una réplica de la entrada con una mayor amplitud y que su ganancia sea constante en toda la banda

de frecuencias de interés, en otras palabras, si en la entrada de sus terminales inversores o no inversores se presenta una señal de 0.0018 (mV) (Amplitud) y una frecuencia de unos 120Hz, a la salida de un amplificador con una ganancia de 500 veces, se esperaría que su amplitud sea de $0.0018\text{mV} \times 500 = 0.9$ (mV) con la misma frecuencia de 120Hz.

Realizada la amplificación de la señal, es imposible no haber amplificado señales no deseadas, las cuales se adhieren a la señal original por diferentes factores, si se procesara la señal amplificada, sería como tratar de escuchar a una hermosa sinfonía en medio de una construcción. Por tal motivo se debe filtrar la señal, lo cual se explica a continuación.

2.5 Filtros

Un filtro electrónico es un conjunto de componentes eléctricos que se unen para discriminar una determinada frecuencia o gama de frecuencias, cuya señal eléctrica pasa a través de él. Existiendo varios tipos de filtros los cuales se mencionarán los que se van a usar en el presente trabajo.

- **Filtro paso bajo:** Este permite el paso de frecuencias bajas, desde una frecuencia cero hasta un límite determinado por el filtro, es decir; si tenemos un rango de frecuencias de 2 a 80 Hz y nuestro filtro acepta frecuencias de 0 a 50 Hz, solo pasaran los valores que lleguen desde cero hasta su límite máximo de 50 Hz, siendo las frecuencias mayores a 50Hz hacia arriba discriminados por el filtro (Alcalde, 2010).

- **Filtro paso alto:** Es aquel que permite el paso de frecuencias desde un umbral determinado llamado frecuencia de corte hacia arriba, sin que exista un límite superior establecido, tomando como ejemplo el rango de frecuencias del filtro paso bajo, de 2 a 80 Hz, siendo 50Hz la frecuencia de corte, solo pasarían los valores mayores a 50 Hz para arriba, siendo discriminados los valores inferiores a los 50 Hz (Alcalde, 2010).
- **Filtro pasa banda:** Estos filtros permiten el paso de frecuencias que están delimitadas por un rango, los cuales poseen un umbral inferior y superior conocido como frecuencia de corte inferior y superior respectivamente. Tomando el mismo ejemplo anterior del filtro paso bajo, del total de la señal que es de 2 a 80Hz, se realiza la frecuencia de corte inferior de 10 Hz y la frecuencia de corte superior de 60 Hz, entonces, solo los valores que estén comprendidos entre dicho rango serán admitidos, caso contrario serán discriminados (Alcalde, 2010).

2.6 Arduino

Es una plataforma física (Hardware), basada en una licencia de Creative Commons⁷, la cual está orientada al código abierto (Open Source⁸), es decir, los esquemas para ver el funcionamiento y armado de la placa es de acceso público, siendo una ventaja, ya que, se puede hacer una propia versión del módulo, ampliándolo y mejorándolo (Monk, 30 Proyectos con Arduino, 2012), (Banzi, 2009).

⁷ **Creative Commons:** Organización sin fines de lucro que permite el intercambio de conocimiento a través de herramientas legales gratuitas.

⁸ **Open Source:** Término enfocado en acceder al código, para leer, modificar y redistribuir el código fuente.

El software que es necesario para programar la placa es igualmente de código abierto, el cual es totalmente gratuito y se lo puede descargar de la página oficial (Arduino, 2005). Entre sus características podemos citar las siguientes:

- Es multiplataforma (Windows, Mac y Linux).
- Es asequible ya que sus costos rondan los 50\$ por la placa Arduino.
- Se programa a través del puerto USB lo cual es sumamente útil, ya que la mayoría de las computadoras modernas poseen un puerto de estos.
- La placa se puede controlar directamente desde el computador o programarla para posteriormente desconectarla y trabajar de forma autónoma (Monk, 30 Proyectos con Arduino, 2012).

La placa Arduino cuenta con 14 pines de entrada y salidas digitales, además, posee 6 pines para entradas analógicas, una característica que hace a Arduino una plataforma sumamente potente, en estos pines permite conectar toda clase de sensores, los cuales se puede utilizar para medir la tensión o voltaje que se ha conectado. Cuenta también con un chip microcontrolador ATmega328 que es el cerebro del dispositivo, el cual obtiene instrucciones de programas almacenados en la memoria Flash y los ejecuta. La ventaja de Arduino y las nuevas plataformas que están saliendo es que sus conexiones hacia y desde dispositivos se lo pueden hacer en los zócalos de sus pines de entrada y salida, por medio de cables, sin necesidad de soldar ningún componente a la placa (Banzi, 2009).

2.7 Raspberry Pi

Es un computador sumamente pequeño (tamaño igual que una tarjeta de crédito), creada en el Reino Unido por la fundación sin fines de lucros Raspberry Pi, con el objetivo de crear un computador accesible, de experimentación, de bajos costos, programación simple y con fines educativos (Sjogelid, 2013).

El Raspberry Pi (Figura 7) está conformada por:

- Está montada sobre una placa SoC⁹ Broadcom BCM2835.
- Unidad central de proceso (CPU) de la familia ARM11 (ARM1176JZF-S).
- HDMI, puerto Ethernet, USB x2, audio.
- Se puede conectar una cámara y una pantalla si fuera el caso.
- Lector para tarjetas SD, necesaria para instalar el sistema operativo y lograr su funcionamiento.
- Cuenta también, con pines de entrada-salida de propósito general (GPIO), este sería como su bus de comunicación hacia y desde diferentes elementos que se deseen comunicar con Raspberry Pi.
- Posee un conector micro USB, el cual servirá de fuente de alimentación para la placa con 5V de corriente directa (DC) y un amperaje entre 700 y 1200 [mA=mili amperios] (1A=1000mA), con la ventaja que se puede usar un cargador de celular para encender al Raspberry Pi, que posea las características antes mencionadas (Richardson & Wallace, 2013), (Monk, Raspberry Pi Cookbook, 2014), (Schmidt, 2012).

⁹ **Sistema en un Chip (SoC):** Tecnología de fabricación que integra todos los componentes de un computador en un único circuito integrado o chip.

Raspberry Pi

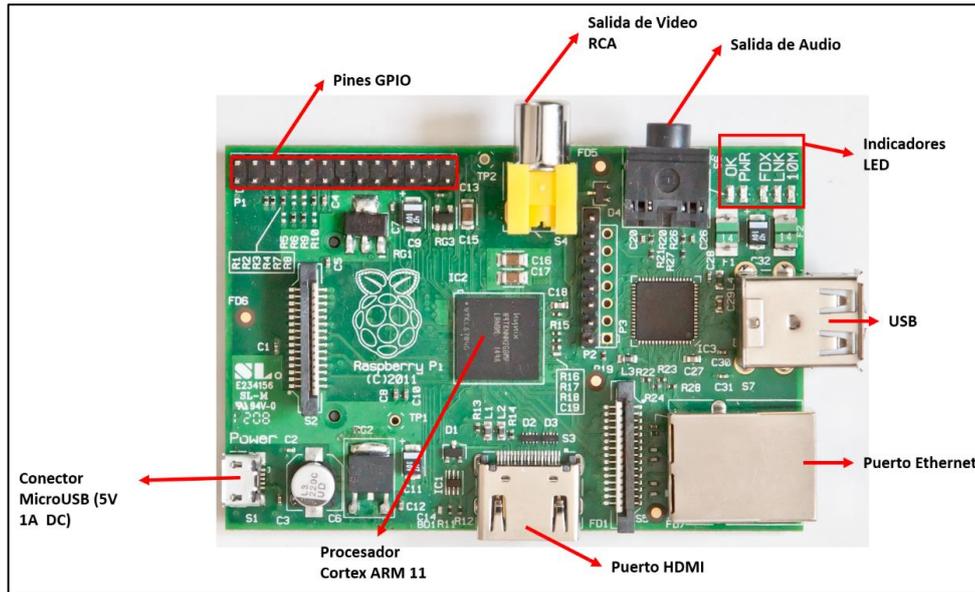


Figura 7. Raspberry Pi

Figura que muestra la placa Raspberry Pi y sus respectivos componentes principales.

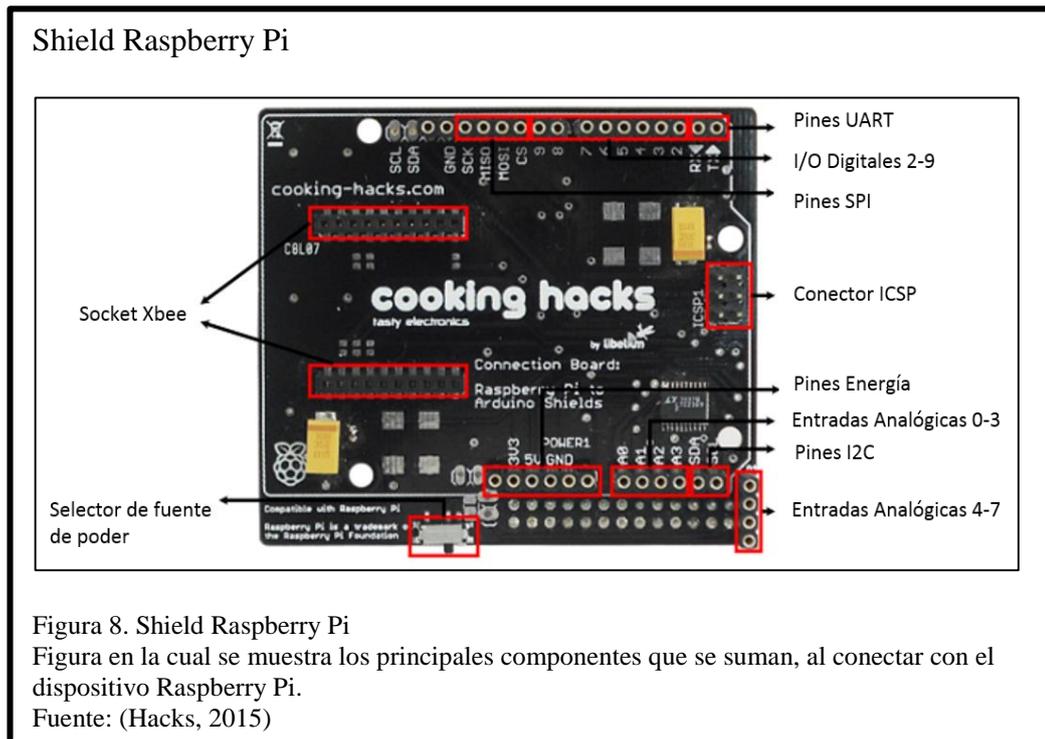
Fuente: (Schmidt, 2012)

2.7.1 Shield Raspberry Pi

Una shield es una placa impresa con diseño simple, generalmente de código abierto, estas placas existen tanto para las plataformas de Arduino como para Raspberry Pi, su objetivo es ampliar las capacidades de la Raspberry Pi, se conecta encima de los pines, dando una especie de protección a la plataforma conectada, de ahí su nombre shield (escudo), con la característica de poder apilar varias shields para una misma plataforma.

La shield que se usara para el presente trabajo es un shield Raspberry Pi a Arduino, para lograr un puente de conexión, el cual nos permita usar las tecnologías o diferentes shields diseñados para Arduino, además agrega la posibilidad de leer entradas analógicas y digitales, siendo esto una gran fusión de tecnologías, ya que se usa el poder de Arduino con las capacidades de procesamiento del Raspberry Pi. También

cuenta con la posibilidad que, mediante una biblioteca (arduPi), se pueda escribir programas para Raspberry Pi como si se estuviera escribiendo un programa para Arduino, siendo una herramienta útil para pasar de una plataforma a otra sin mayores complicaciones. (Murillo, 2012)



Como se observa en la Figura 8, se tiene 8 entradas analógicas (del 0 al 7), en las cuales se conecta sensores o dispositivos que emitan señales analógicas para su conversión a digital, además pines I2C, para controlar diferentes elementos que se quieran adjuntar al shield.

Dicho shield tiene un convertidor análogo a digital (DAC) de 12 bits de resolución, lo cual nos permite tener una mayor precisión al momento de convertir la señal, traduciéndose en una mejor aproximación de la señal original. Lo cual nos ayudara a detectar pequeños cambios que puedan producirse, y que, por falta de precisión, se pierda dicha información.

Como se mencionó anteriormente Raspberry Pi es un minicomputador, el cual posee su propio sistema operativo, dependiendo el uso, se instalará la versión que se ajuste a las necesidades requeridas. Los sistemas operativos que usa Raspberry Pi son como su origen de tecnología libre, dentro de los cuales tenemos; Raspbian, Pidora, Openelec, Raspbmc y Risc Os. El sistema que por lo general se usa es Raspbian, ya que es usado como un sistema de propósito general.

2.8 Bluetooth

Es una tecnología de comunicación que permite una comunicación entre dispositivos, es parte de la tecnología de red personal inalámbrica. Actualmente se puede observar como la mayoría de dispositivos electrónicos pueden ser controlados a través de esta tecnología, como es el caso de; escuchar música por medio de auriculares bluetooth, transferencia de archivos y la recolección de datos de sensores. Actualmente las especificaciones de dicha tecnología es manejada por SIG (Special Interest Group Bluetooth), los cuales desarrollan estándares y especificaciones, como muestra de esto en diciembre del 2014 fue lanzado el bluetooth 4.x que es denominado BLE (Bluetooth Low Energy), el cual se lo conoce como tecnología inteligente, porque reduce el consumo de energía. (Kurniawan, 2015)

Es una tecnología que opera entre los 2.4 y 2.48 Ghz, full dúplex, con una potencia de salida para distancias máximas de 10 metros. Tecnología diseñada para facilitar la comunicación entre dispositivos móviles, eliminar cables o conectores y facilidad de sincronización de datos entre dispositivos personales, con un bajo consumo de energía.

2.9 Lenguaje de programación Python

Python es un lenguaje de programación de propósito general, de muy alto nivel, es decir, un alto nivel de abstracción, uso de listas, diccionarios. Es un lenguaje interpretado (no es necesario la compilación), dinámico (no es necesario identificar explícitamente los tipos de datos para inicializar variables, de modo que los tipos se validan durante la ejecución del programa) y fuertemente tipado (no pueden mezclarse tipos, es decir, asignado el valor de una variable, no se puede usar como si fuera de otro tipo distinto a menos que se haga una conversión). Además, Python es un lenguaje multiplataforma (Windows, Mac, Linux, entre otros), con una sintaxis clara y sencilla, permitiendo hacer el desarrollo de software en el menor tiempo posible. Para programar en Python lo único que se necesita es el intérprete (Python, 2015).

Tabla 3. Comparación lenguajes programación

Características	Java	C++	Python
Orientado a objetos	SI	HIBRIDO	SI
Uso	SCRIPTS	DRIVERS	SCRIPTS
Multiplataforma	SI	SI	SI
Cantidad de código	MEDIA/ALTA	MEDIA/ALTA	BAJA
Librerías para diferentes usos	MEDIO	MEDIO	MEDIO/ALTA
IDE	Eclipse, Netbeans y otras herramientas Open Source	Dev C++, Borland C, Turbo C	PyDev, Netbeans, eclipse y otras herramientas de Open Source

Nota: Darwin Maza y Javier Erraez

Como se observa en la

Tabla 3, la comparación entre los diferentes lenguajes de programación más comunes y Python, muestra las ciertas ventajas que tiene sobre otros, entre ellas tenemos:

- Todos son orientados a objetos, con la particularidad de C++ donde también es un lenguaje estructurado.
- Su uso más relevante es a la hora de ejecutarlos, ya que, java y Python son ejecutados como scripts, mientras que C++ permite hacer librerías para drivers, lo que a nivel electrónico se refiere.
- Entre unas de las ventajas de usar cualquier lenguaje con filosofía Open Source está, la de que sus aplicativos pueden correr en cualquier sistema operativo, a esto se lo conoce como multiplataforma.
- Con respecto a la cantidad de código Python tiene una gran ventaja, ya que, con unas pocas líneas de código, hace lo que los otros lenguajes les llevarían una buena cantidad de desarrollo, debido a la gran cantidad de librerías y por sus características de que Python es un lenguaje interpretado.
- Otras de las grandes ventajas de Python es la amplia gama de librerías compatible con un sinnúmero de problemas y aplicaciones, tanto a nivel educativo, científico y de desarrollo, tal es el caso, que tranquilamente se podría realizar un desarrollo robusto y más compacto que el desarrollado bajo una herramienta de cálculo y análisis, como es el caso de Matlab.
- Por ultimo lo bueno de todos los lenguajes descritos, es que su IDE (Interfaz de desarrollo), se lo puede realizar desde un simple notepad, hasta entornos más elaborados como netbeans o eclipse.

Debido a todo lo expuesto, el lenguaje que permita tener un aplicativo robusto y compacto, permita analizar con cierta facilidad las señales que ingresan y se pueda usar diferentes algoritmos sin la necesidad de volver a desarrollar dichos algoritmos

simplemente reutilizando código, optimizando tiempo y recursos de procesamiento, por lo tanto, el lenguaje que se ajusta a lo mencionado es Python.

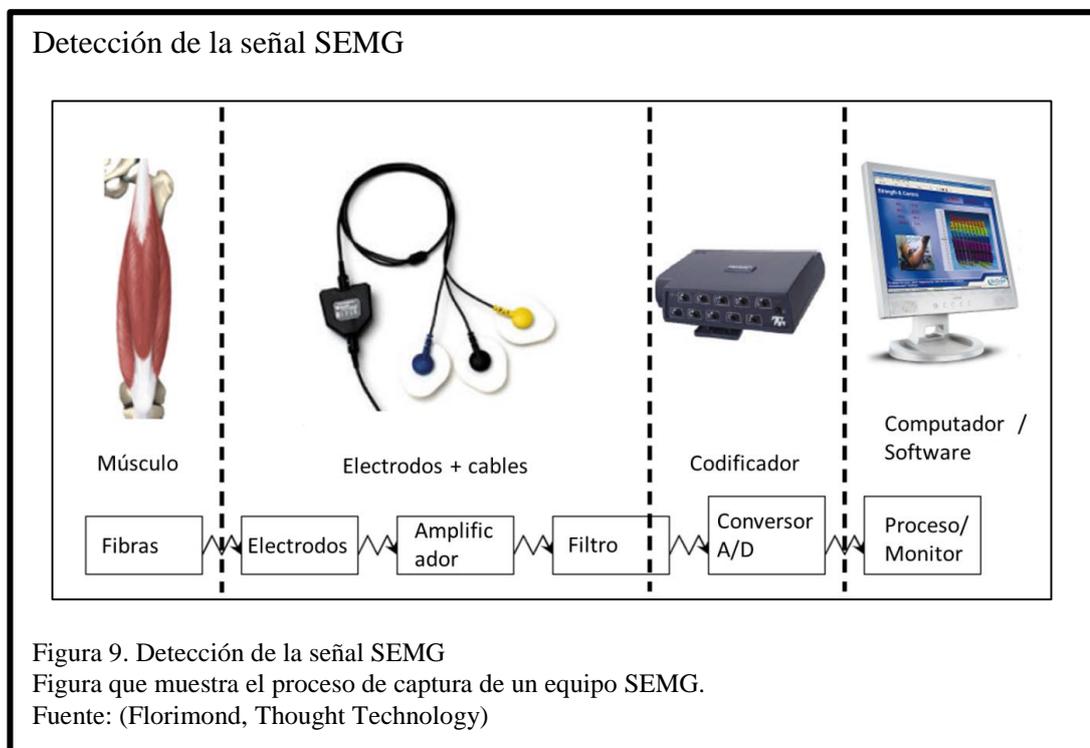
Hasta este punto, con los temas tratados, se da pautas para entender cuál es el proceso de capturar una bioseñal con la técnica de la SEMG, dicho proceso se observa en la Figura 9, en ésta se muestra el proceso que todos los equipos de SEMG usan para adquirir la señal. En primera instancia tenemos las fibras musculares las cuales reciben el estímulo de la bioseñal, para en conjunto formar el músculo y lograr una contracción muscular¹⁰. Para registrar la energía del musculo que llega a la piel, se usan los electrodos, junto con algún tipo de gel electrolítico que proporciona un cojín entre la superficie del electrodo y la superficie de la piel para potenciar la señal. Los electrodos envían la señal registrada que es sumamente de valores bajos, los cuales están entre los micro voltios [uV] y mili voltios [mV], a través de los cables hasta llegar a un amplificador. En esta etapa la señal es amplificada, hasta en algunos casos cinco mil veces más, según sea la circuitería diseñada. Es casi inevitable al momento de adquirir la señal, que no se añada ruido, el cual distorsiona a la señal, ya sea ruido ambiental o generado por los componentes en este caso el cable por donde se lleva la señal. Es por esto que se necesita una etapa de filtrado, para dejar la señal original lo más limpia posible.

Esta etapa de filtrado consta de varios filtros, los cuales permiten que solo pase un determinado rango de frecuencias de 20 a 450 Hz (Merletti & Parker, 2004). Una vez filtrada la señal se procede a convertir de analógica a digital, para esto, se utiliza convertidores analógico-digitales (A/D), dependiendo de la resolución de estos

¹⁰ **Contracción muscular:** proceso fisiológico en el que el músculo desarrolla tensión y se estiran previo estímulo.

convertidores se tendrán diferentes niveles de conversión. Por último, al ser la señal digitalizada se procederá a utilizar en algún software especializado en tratar estas señales o imprimir los resultados para que el especialista analice.

Con esto se ha realizado un resumen de todo el proceso que conlleva adquirir la señal con la técnica de EMG, en la Figura 10, se muestra el registro de una señal durante la contracción del musculo, la información adquirida ha sido tomada de (Criswell, 2011), (Merletti & Parker, 2004).



Registro de contracción muscular

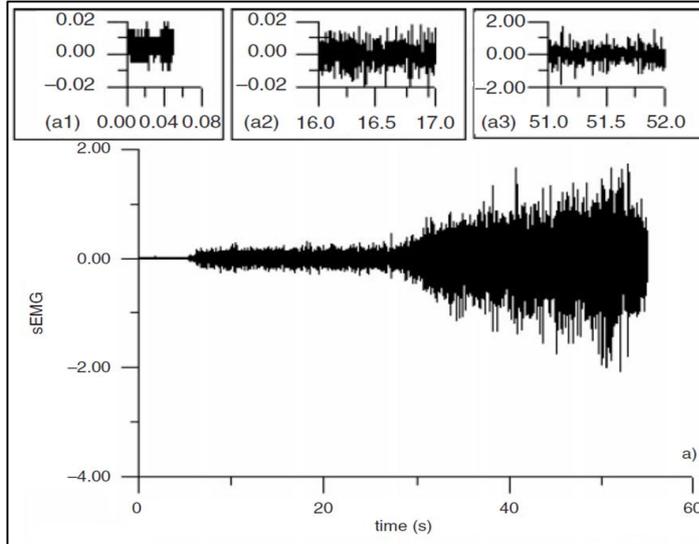


Figura 10. Registro de contracción muscular
Señales EMG de superficie grabadas durante las diferentes fases de la contracción muscular.
Fuente: (Merletti & Parker, 2004)

Como se observó en la Figura 9, todo el proceso de detectar una bioseñal con la técnica de la EMG, lleva a última instancia el mostrar la activada muscular a la persona que esté realizando la captura, a través de una pantalla o un medio impreso del registro de la actividad muscular (Figura 10), para el especialista que observa el registro obtenido tendrá un significado y, hasta allí, el proceso de captura cumpliría su propósito, mientras que, para realizar tareas a partir de éste registro de actividad es necesario interpretar que significa cada actividad muscular, para esto, compete abordar ciertos temas que son importantes para lograr dicha interpretación.

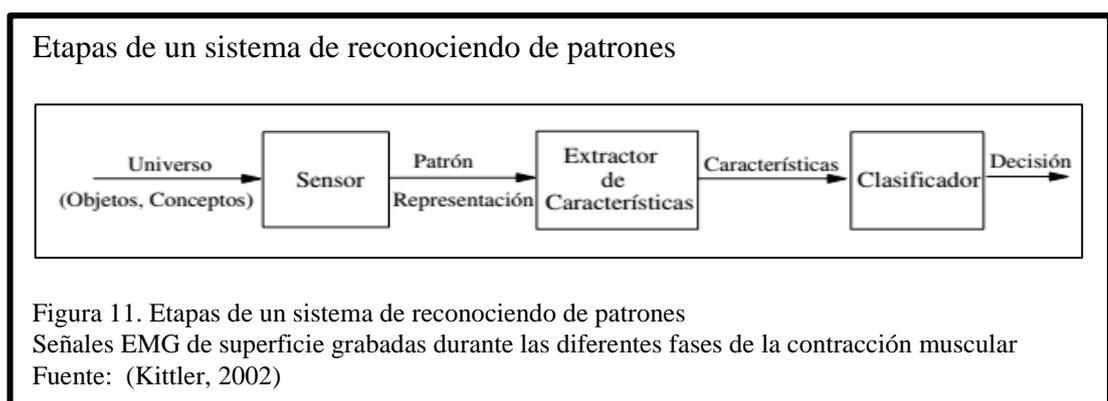
2.10 Reconocimiento de patrones

El reconocimiento automático (maquina), la descripción, clasificación y agrupación de los patrones son problemas importantes en una variedad de disciplinas de ingeniería y científicas, como la biología, la psicología, la medicina, la comercialización, la visión por computador, inteligencia artificial y teledetección (Anil, Duin, & Jianchang, 2000).

La interpretación de datos provenientes de los sensores tiene como objetivo lograr una descripción concisa y específica, obteniendo información sumamente valiosa como nombres, características detalladas, relaciones, forma de comportamiento, de los elementos que forman parte de los datos adquiridos.

Esta información valiosa se percibe como patrones, el etiquetado (clasificación, asignación de nombres) de esta información es lo que se conoce como reconocimiento de patrones, la cual es esencial para la interpretación automática de los datos.

El modelo de reconocimiento de patrones se lo realiza en base a como el ser humano reconoce ciertos datos característicos al momento de procesar la información, en la Figura 11 se muestra el esquema de cómo lo realiza:



2.10.1 Universo

Es el conjunto de datos aun no registrados, que pertenecen a un determinado entorno, con características propias.

2.10.2 Sensor

Proporciona una representación exacta de los elementos del universo a ser clasificados.

Es sumamente crucial, ya que de estos se determina el rendimiento de todo el sistema.

2.10.3 Extracción de características

A partir de un patrón representativo, se extrae información única eliminando los datos repetitivos e irrelevantes. Teniendo como propósito, reducir el tamaño del problema de reconocimiento de patrones.

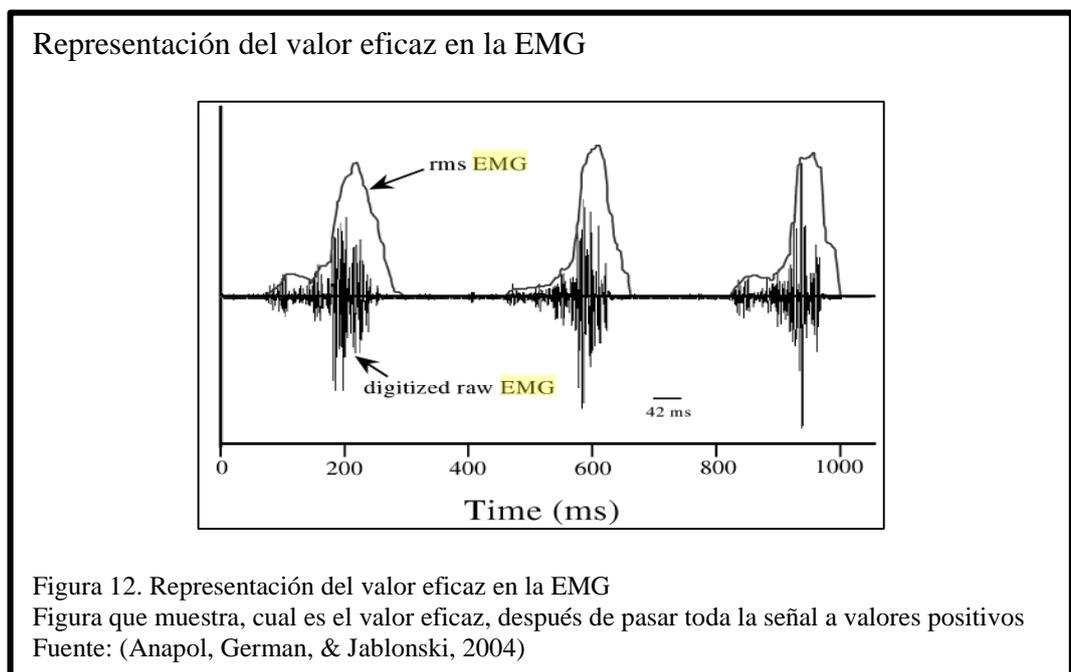
Para lograr esto, hay que segmentar a la señal obtenida, en cada segmento se extrae la información más relevante, necesaria y suficiente para discriminar con el mínimo error los diferentes movimientos realizados por el antebrazo, para obtener dicha información se recurre a las técnicas de extracción de características, de las cuales se destacan las basadas en el análisis temporal, análisis tiempo-frecuencia y análisis espectral.

Temporales

Por su sencillez y facilidad de evaluación son las pioneras, ya que no requieren ningún tipo de transformación de la señal, estas se evalúan rápidamente y son extraídas en cada segmento de tiempo, para crear un conjunto de características que representan el patrón de la señal EMG, las características a considerar serán las siguientes:

2.10.3.1 Valor eficaz (RMS = Root Mean Square ó media cuadrática)

El método más usado en procesamiento digital de una señal electromiográfica es la adquisición de su media cuadrática, luego de su rectificación (Figura 12), puesto que el valor de la media cuadrática, es la raíz cuadrada de la potencia media de la señal, obteniendo así un significado físico real. Por lo tanto la RMS tiene el potencial de detectar los cambios de señal que podrían ser enmascarados o mínimos (Payton & Bartlett, 2008).



La ecuación que es usada para determinar el Valor eficaz es:

$$r_k = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N x_i^2}{N}}$$

Donde:

r_k = Valor eficaz

x_i = el valor de la i -ésima muestra, en el k -ésimo segmento.

N = número de muestras

2.10.3.2 Valor medio absoluto (VMA)

Estima el valor medio absoluto sobre cada segmento i de N muestras de la señal, mediante la expresión:

$$\bar{X}_i = \frac{1}{N} \sum_{x=1}^N |X_k|, \quad i = 1, 2 \dots I$$

Donde x_k es la $k^{\text{ésima}}$ muestra en el segmento i , e I es el número total de segmentos.

2.10.3.3 Valor medio absoluto diferencia (VMAD)

Este es el valor medio absoluto de la diferencia entre muestras adyacentes, k y $k + 1$ y está definido por:

$$\overline{\Delta X}_i = \frac{1}{N-1} \sum_{k=1}^{N-1} |X_{k+1} - X_k|$$

2.10.3.4 Longitud de la forma de onda (LO)

El cuarto tipo de característica extraída es la longitud de forma de onda, que proporcionó una medida de la complejidad de forma de onda en cada segmento. La longitud de onda **LO** se puede representar matemáticamente como:

$$LO = \sum_{k=1}^N |X_k - X_{k-1}|$$

El valor resultante da una medida de la amplitud de la forma de onda, su frecuencia y duración en un solo parámetro.

2.10.3.5 Cambio de pendiente (CP)

Es una característica que puede dar idea del contenido de frecuencia de una señal puede ser el número de veces que cambia la pendiente de una señal. Es recomendable seleccionar un umbral para reducir los cambios de pendiente inducidos por el ruido. Dadas tres muestras consecutivas x_{k-1}, x_k y x_{k+1} , el cambio de pendiente es incrementado si:

$$\{x_k > x_{k-1}\} \text{ Y } \{x_k > x_{k+1}\} \quad \text{ó} \quad \{x_k < x_{k-1}\} \text{ y } \{x_k > x_{k+1}\} \text{ y} \\ |x_k - x_{k-1}| \geq \varepsilon \quad \text{o} \quad |x_k - x_{k+1}| \geq \varepsilon$$

2.10.3.6 Cruces por cero (CPC)

Es una forma simple de medir la frecuencia de la señal, puede determinarse contando el número de veces que la forma de onda cruza por cero.

Es necesario un umbral para reducir el número de cruces por cero inducidos por ruido, se incluye un umbral ε . Al considerar dos muestras consecutivas x_k y x_{k+1} , CPC es incrementado si:

$$\{x_k > 0 \text{ y } x_{k+1} < 0\} \quad \text{o} \quad \{x_k < 0 \text{ y } x_{k+1} > 0\} \text{ y } |x_k - x_{k+1}| \geq \varepsilon$$

Una vez obtenida las características de la señal, se procede a formar los vectores de características que pueden ser formados de un solo tipo de análisis (temporal, frecuencia o tiempo-frecuencia), sin embargo puede ser híbrido obteniendo mayor información de la señal, elevando la carga de procesamiento para el proceso de clasificación.

2.10.4 Clasificador

Es donde se procede a la toma de decisiones para el sistema, este asigna a la categoría apropiada los patrones obtenidos para la decisión del sistema.

Existen varios tipos de clasificadores, entre los cuales se mencionará los más importantes:

2.10.4.1 Máquina de soporte de vectores (SVM)

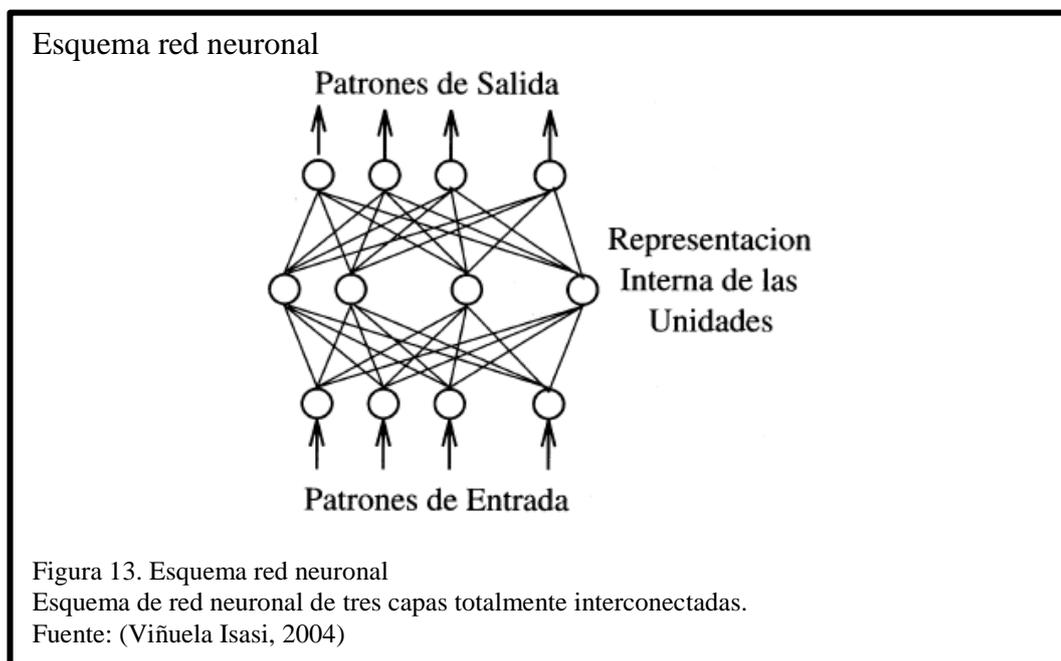
Conocidas con las siglas SVM (Support Vector Machines), son algoritmos de clasificación y regresión, se podría decir que está entre las técnicas nuevas de clasificación. El principio fundamental detrás de las SVM consiste en maximizar la distancia o margen entre los datos de entrenamiento y el hiperplano de decisión, lo cual puede ser expresado como un problema de optimización cuadrática (IFMBE, 2007).

2.10.4.2 Redes neuronales artificiales (RNA)

Las RNAs tratan de emular el comportamiento del cerebro humano, caracterizado por el aprendizaje a través de la experiencia y la extracción de conocimiento genérico a partir de un conjunto de datos. Estos sistemas imitan esquemáticamente la estructura neuronal del cerebro, bien mediante un programa de ordenador (simulación) o bien mediante la construcción física de sistemas cuya arquitectura se aproxima a la estructura de la red neuronal biológica (implementación hardware de RNAs) (Flórez López & Fernández Fernández, 2008). Estas redes tienen características como : generalización y habilidad para aprender de la experiencia sin requerir un modelo matemático a priori de las características de la señal, adaptación a los cambios de condiciones ambientales y habilidad para procesar datos degradados o incompletos, lo

que las hace apropiadas para señales críticas como las señales EMG (Romo, Realpe, & Jojoa, 2007).

La estructura básica de una red neuronal (Figura 13) consiste en tener un vector de patrones de entrada, el cual posee información característica de los datos que se desea analizar, cuenta también con una capa intermedia denominada capa oculta, estas contienen rasgos particulares que puede presentarse en las entradas. Por último se encuentra el patrón de salida, que es la respuesta de toda la red (Viñuela Isasi, 2004).



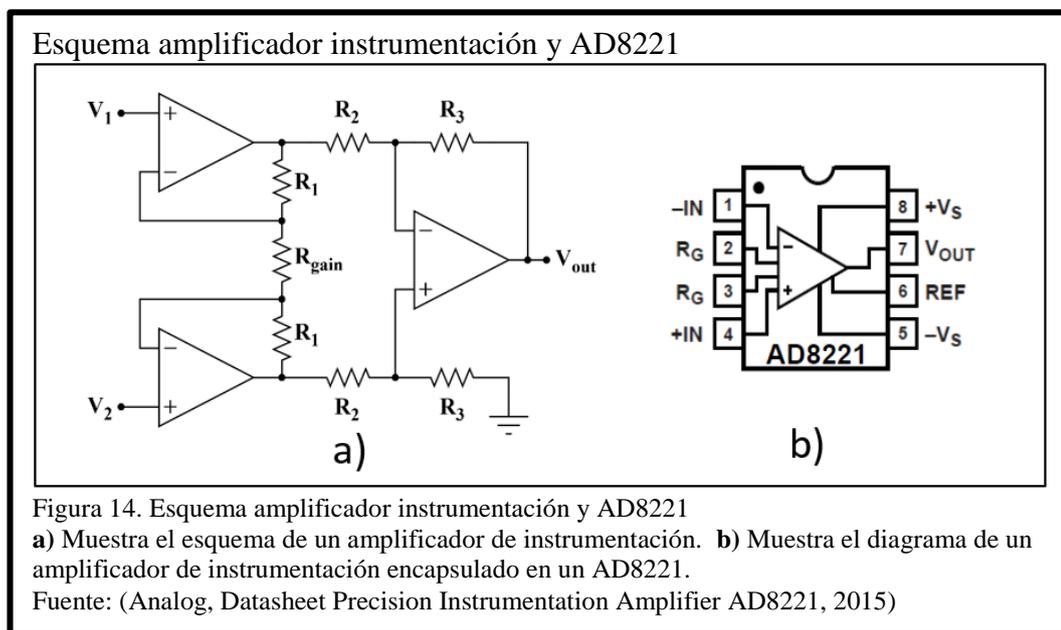
Por cada interconexión se transportan valores numéricos que son evaluados por los pesos de las conexiones, estos pesos se irán ajustando durante la fase de aprendizaje, para obtener la salida deseada. La fase de aprendizaje consiste en ir colocando paulatinamente todos los ejemplos del conjunto de aprendizaje y que en su capa oculta se vayan ajustando ciertos parámetros para comprobar si existe un criterio de convergencia, de no ser así, el proceso se repite hasta lograrlo, dicho criterio de convergencia depende de la salida deseada (Viñuela Isasi, 2004).

2.11 Fundamentos electrónicos

Una vez abordado cual es el proceso de capturar, filtrar, analizar y transmitir la señal adquirida por la técnica de la electromiografía de superficie (SEMG), se procede con los fundamentos electrónicos, los cuales serán necesarios para el desarrollo y creación del prototipo que se plantea en el presente trabajo.

2.11.1 Amplificador de Instrumentación

Es uno de los amplificadores más útiles, precisos y versátiles que se dispone en la actualidad. Todas las unidades de adquisición de datos cuentan por lo menos con uno. Están formados por tres amplificadores operaciones y siete resistencias (Coughlin & Driscoll, 1993), como se aprecia en la Figura 14a, los cuales se pueden construir a base de componentes discretos o se los puede encontrar en encapsulados como el AD8221 (Figura 14b).



Estos circuitos permiten amplificar la diferencia que existe entre dos señales de entrada y rechazar cualquier señal que sea frecuente a ambas señales. Como ya se mencionó anteriormente son circuitos usados para amplificar señales diferenciales de valores

sumamente bajos, para usar dichos amplificadores se deben cumplir ciertas características:

- La ganancia es seleccionable, estable y lineal, es decir, se puede ajustar la ganancia por lo general de 1 a 1000 veces, ésta ganancia debe permanecer constante en todo momento.
- La entrada diferencial, debe tener un CMMR alto, la razón de rechazo al modo común (CMMR, Common Mode Rejection Ratio) es una medida de hasta qué punto las señales de modo común son rechazadas por un amplificador.
- Error despreciable debido a las corrientes y tensiones de offset, cuando se trabaja a alta ganancia. Este error consiste en un voltaje continuo (llamado voltaje de offset o desplazamiento) el cual se suma a la componente de la señal, y podría saturar el circuito en la salida si es muy grande.
- Impedancia de entrada alta, para que su ganancia no se vea afectada por la impedancia de la fuente de entrada.
- Impedancia de salida baja, para que su ganancia no se vea afectada por la carga que se conecta a su salida.

2.11.2 Rectificador de onda completa de precisión

Existen varios tipos de estos rectificadores, el que se usó en el presente trabajo es un rectificador de precisión de onda completa con resistencias iguales o circuito de valor absoluto, dónde todas las resistencias de este circuito son iguales y su impedancia de entrada es igual a R . En la Figura 15a se muestran las direcciones de la corriente y las polaridades de voltaje para señales de entrada positivas. El diodo D_p conduce de manera que los amplificadores operaciones A y B funciona como inversores y $V_o = +E_i$.

En la Figura 15b se muestra que, cuando los voltajes de entrada son negativos, el diodo D_n conduce. La corriente de entrada I se distribuye como se indica, de manera tal que el amplificador operacional B funciona como inversor. Por lo tanto, el voltaje de salida V_o es positivo para las polaridades de E_i de entrada y V_o es igual al valor absoluto de E_i . (Coughlin & Driscoll, 1993)

Lo que se busca con este circuito tal como su nombre lo indica es, rectificar la señal de entrada de tal forma, que dependiendo de la configuración de los diodos D_p o D_n , todas las señales que entren sean positivas o sean todas negativas, en nuestro caso particular se desea que todas las señales sean positivas (Figura 15c) por lo tanto se usa la configuración que se muestran en la Figura 15a y 15b.

Rectificador de onda completa de precisión

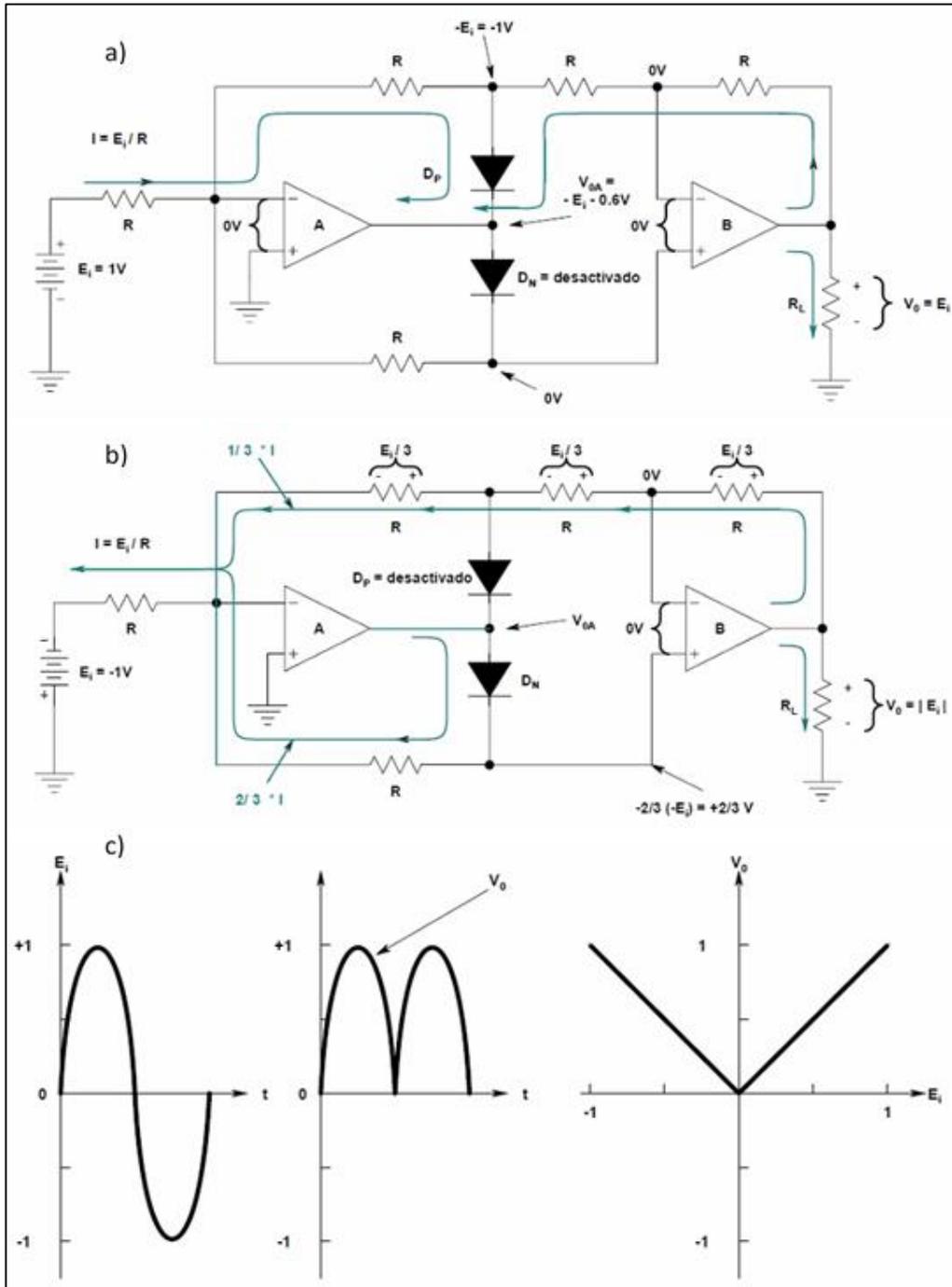


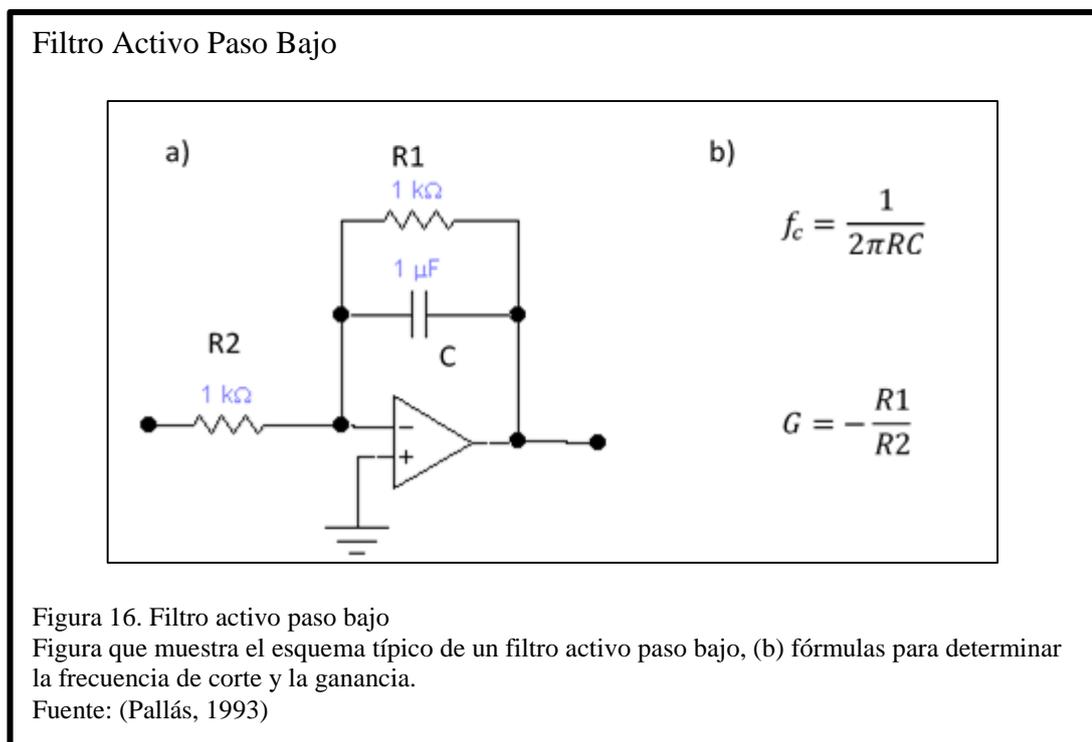
Figura 15. Rectificador de onda completa de precisión

Figura que muestra el funcionamiento del rectificador de onda completa. **a)** Cuando las entradas son positivas, D_p conduce, los amplificadores operaciones A y B se comportan como amplificadores inversores. **b)** Cuando las entradas son negativas, D_n conduce. **c)** Formas de onda. Fuente: (Coughlin & Driscoll, 1993)

2.11.3 Filtro paso bajo activo

Los filtros construidos con componentes pasivos (resistencias, bobinas y condensadores) se los conoce como filtros pasivos la desventaja de estos filtros es que la señal de salida obtenida será siempre inferior a la entrada. Con el filtro activo que se construye a partir de amplificadores operacionales, podemos conseguir aumentar con una cierta ganancia la señal de salida una vez filtrada. (Alcalde, 2010)

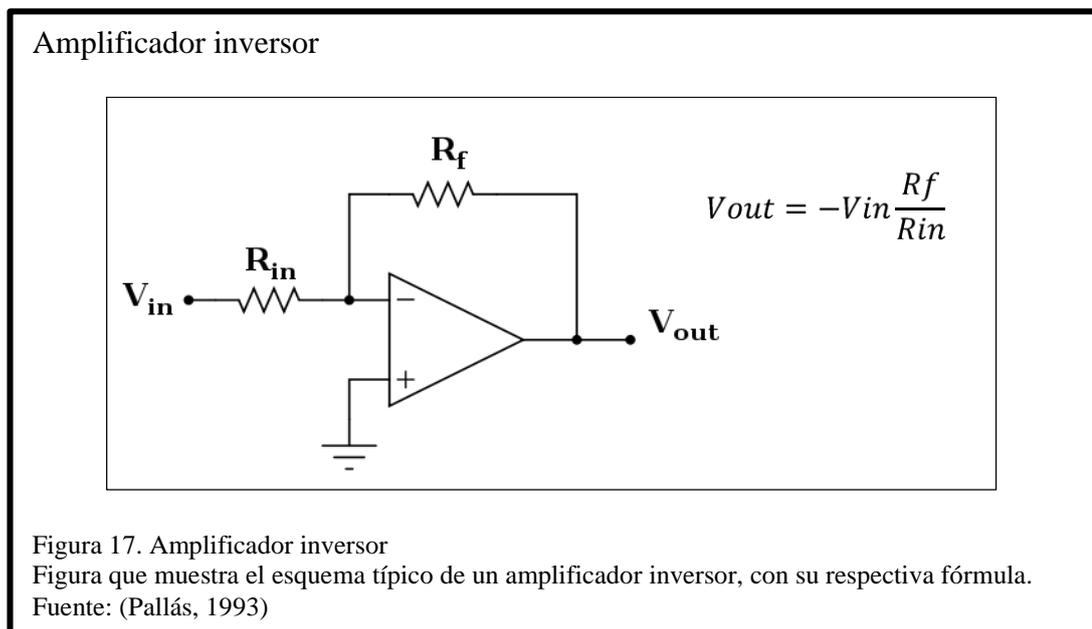
Este filtro paso bajo sólo deja pasar las señales de una frecuencia que sea inferior a una de referencia marcada, denominada frecuencia de corte (f_c), en la Figura 16a se muestra el circuito típico de un filtro activo paso bajo de primer orden, en la Figura 16b se muestra la fórmula para determinar la frecuencia de corte y la ganancia (G).



2.11.4 Amplificador inversor

Se lo denomina de esta manera porque, la señal de salida es inversa a la de entrada, en polaridad, aunque puede ser igual, mayor o menor, esto depende de la ganancia que se le dé al amplificador en lazo cerrado (cuando se realimenta al circuito).

En la Figura 17 se muestra el esquema típico de un amplificador inversor con su respectiva fórmula, en la cual se puede observar que dependiendo de las resistencias R_f y R_{in} se realizará la ganancia de la señal de salida.



Para alimentar a los circuitos antes mencionados es necesario una fuente que sea lo más estable posible, ya que depende fuertemente para la comparación de la señal. Debido a esto se debe realizar un circuito que mantenga una carga estable y es lo que se presenta en el siguiente apartado.

2.11.5 Circuito de bomba de carga

Al considerar usar baterías para la alimentación del circuito, se debe mantener un voltaje en la alimentación lo más invariante que se pueda, caso contrario la lectura de la señal puede ser errónea o no se la puede detectar, debido a que, ciertos componentes funcionan con un valor mínimo y máximo de voltaje, los cuales se debe verificar en sus respectivas hojas de especificaciones.

Para mantener el voltaje estable, se incorporó un circuito de bomba de carga (Figura 18), el cual tiene como entrada el voltaje proveniente de las baterías a usarse, este circuito se encarga de mantener el voltaje en un nivel fijo, sin importar los cambios en la fuente de alimentación, es decir, al estar el voltaje por encima del valor deseado (3.3V), el circuito actúa como regulador y disminuye el valor de voltaje, mientras que, si se encuentra en un nivel inferior a 3.3V, por ejemplo 2V, actúa como un circuito step-up, el cual eleva el valor de voltaje a los 3.3V deseados. El circuito necesario para cumplir la función de bomba de carga es el chip REG711-33 de Texas Instruments, el cual acepta voltajes de entrada de 1.8V a 5.5V, obteniendo a la salida un valor constante de 3.3V.

Bomba de carga

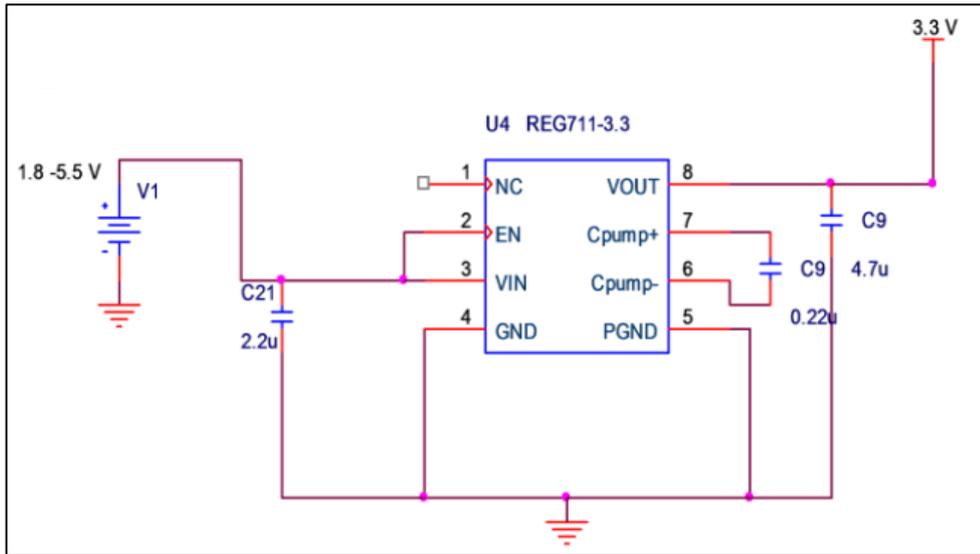


Figura 18. Bomba de carga

Figura que muestra la conexión del regulador Reg711-3.3, para su función de bomba de carga.

Fuente: (Cifuentes González, 2010)

2.11.6 Adquisición de la señal

La señal obtenida por medio de los sensores, es recolectada por el Shield de Raspberry Pi, el cual convierte la señal analógica en señal digital, la que es enviada al Raspberry para su respectivo procesamiento.

El Shield de Raspberry Pi usa un ADC LTC2309 convertidor análogo a digital de 8 canales con 12 bits de resolución y con una interfaz I2C, gracias a este ADC se tiene un mayor rango de conversión (mayor resolución), siendo de gran ayuda a la hora de transformar lecturas mínimas a un valor aceptable para usar, en este caso la resolución sería $2^{12} = 4096$ valores a convertir.

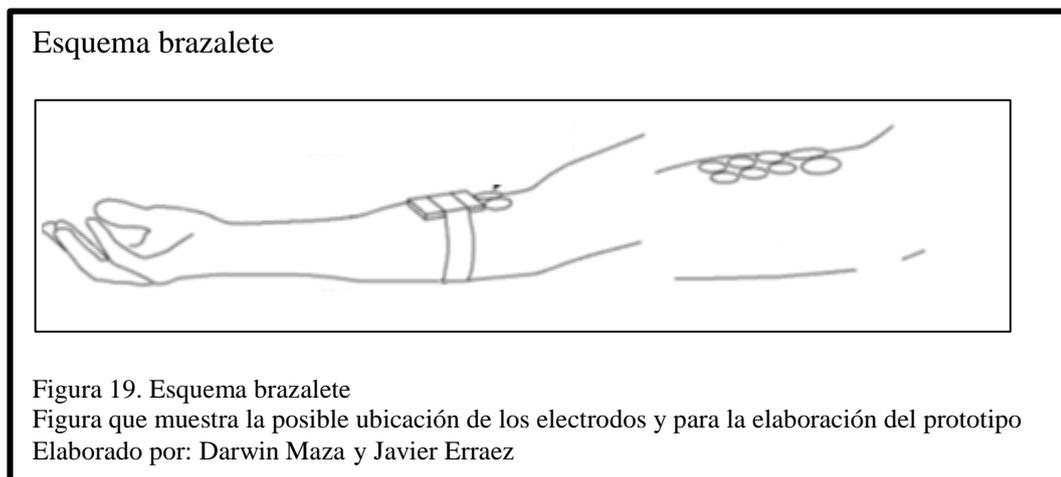
CAPÍTULO 3

CONSTRUCCIÓN

Luego de haber descrito el comportamiento de cómo se activan los músculos (unidad motora), la técnica que se dedica al monitoreo y estudio de los mismos (EMG), los grupos musculares que nos interesan (anatomía del antebrazo), los componentes y fundamentos electrónicos que se necesita, se tiene una propuesta más clara, de cómo se hará el prototipo y los elementos que se necesitan para cumplir con dicho fin.

3.1 Esquema de prototipo

Como se muestra en la Figura 19, la idea es colocar un brazalete donde se encuentre un grupo de electrodos ubicados en determinadas partes del antebrazo para realizar la lectura de los músculos más significativos o que tengan mayor impacto en el movimiento de la mano.

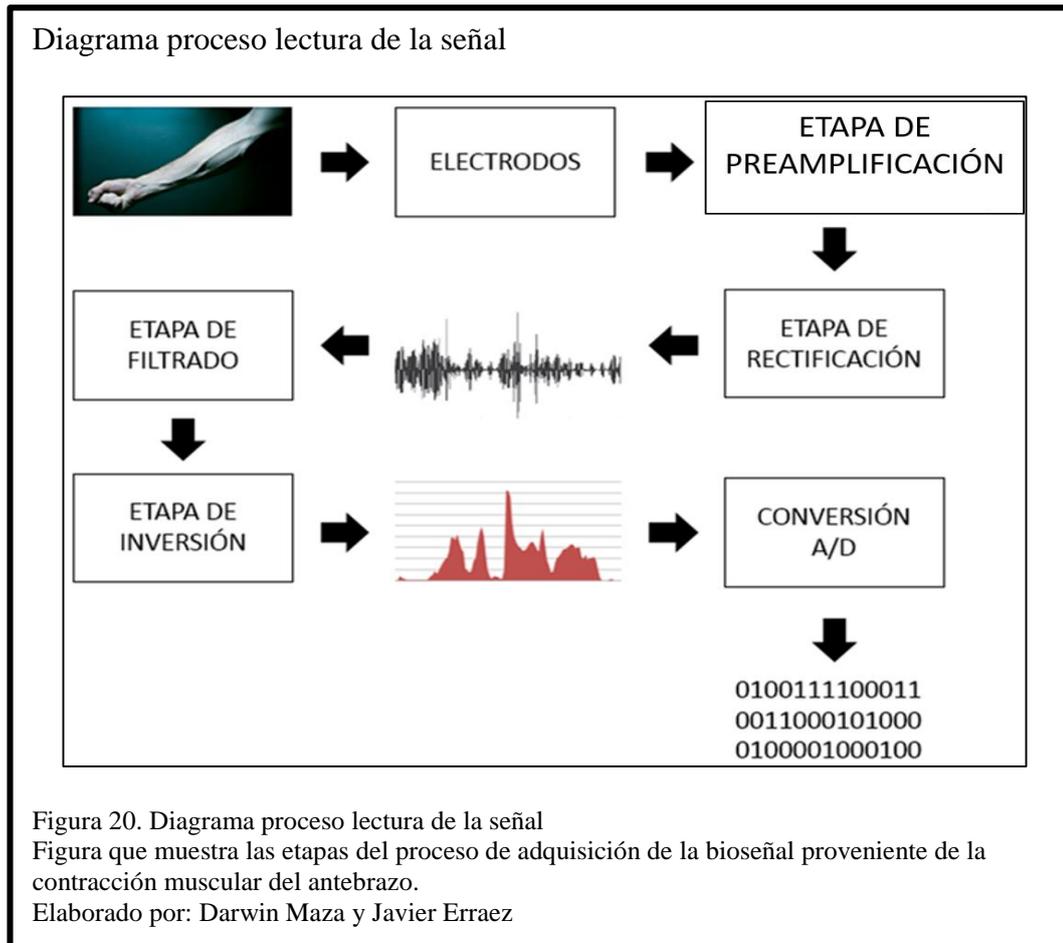


3.2 Elaboración del prototipo

Para el desarrollo de todo el prototipo fue necesario probar en primera instancia los circuitos y materiales (electrodos) que se usarán para la adquisición de la señal.

El desarrollo del sistema se dividió en varias etapas, lo cual permitió la construcción del primer sistema con ciertas limitaciones, pero que sirvió de referencia para los desarrollos posteriores, llamaremos a este prototipo “Diseño y construcción del primer prototipo para la Adquisición de Señales EMG”, el desarrollo del siguiente prototipo presenta grandes mejoras con respecto al anterior tanto en diseño como en precisión y se denomina como “Diseño y construcción del Brazaletes prototipo para la adquisición de señales EMG reducido”, el cual es nuestro prototipo final capaz de recolectar las señales por medio de varios sensores.

La Figura 20 muestra el diagrama de bloques del sistema para la adquisición de la señal bioeléctrica. El diagrama de bloques se lo pudo construir en base a todo lo expuesto anteriormente y tomando como guía la técnica de electromiografía de superficie (SEMG).



3.2.1 Diseño y construcción del primer prototipo para la adquisición de señales EMG

En base a las etapas planteadas en la Figura 20, el primer prototipo consta de las etapas de pre amplificación, filtrado, amplificación final, rectificación y conversión A/D.

Para la construcción de este prototipo se usó dos fuentes de alimentación (baterías de 9V), se lo realizo de esta manera ya que los circuitos integrados de los que constaba la placa de pruebas, no fueron fabricados para trabajar a niveles de voltaje más bajos a 5V.

3.2.1.1 Electrodo

Para las primeras pruebas se optó por trabajar con electrodos desechables de superficie de Ag/AgCl (Cloruro de plata-plata), ya que se necesitaba cumplir con ciertas características para realizar las diversas pruebas de una manera sencilla y práctica; estas características son:

- Los electrodos deben ser montados y desmontados de una manera limpia y fácil, evitando la supervisión médica,
- Los electrodos deben ser capaces de captar la señal EMG con un nivel de ruido adecuado.

Estos electrodos son muy utilizados en la electromiografía (EMG) y en la electroencefalografía (EEG), además no se requiere la supervisión médica en el momento de la aplicación sobre el musculo. Los electrodos se colocaron para registrar la actividad muscular del antebrazo derecho. Para esto se usaron tres electrodos, un electrodo denominado inversor (negativo color azul), uno no inversor (positivo color rojo) y el electrodo de referencia (gnd color negro) (Figura 21), la distancia entre el electrodo inversor y no inversor es aproximadamente de unos 2cm, mientras que el electrodo de referencia se colocó en la parte inferior del antebrazo (después del codo).

Canal de prueba con electrodos de superficie

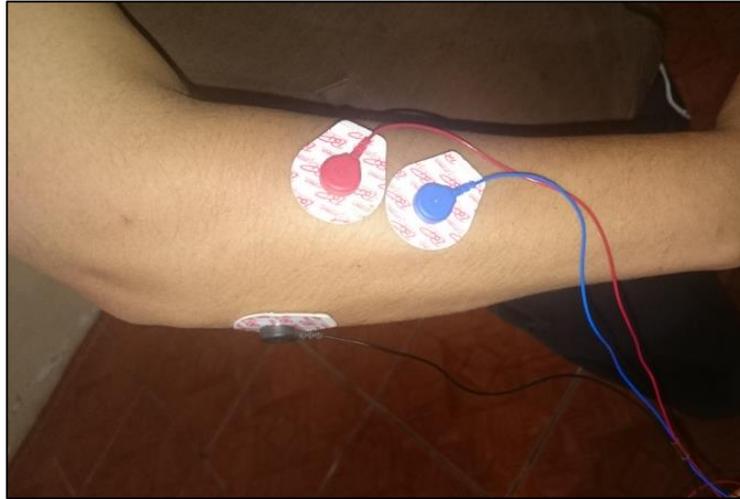


Figura 21. Canal de prueba con electrodos de superficie
Figura que muestra la colocación de los electrodos de superficie para las pruebas respectivas, en la posición donde posteriormente será un canal.
Elaborado por: Darwin Maza y Javier Erraez

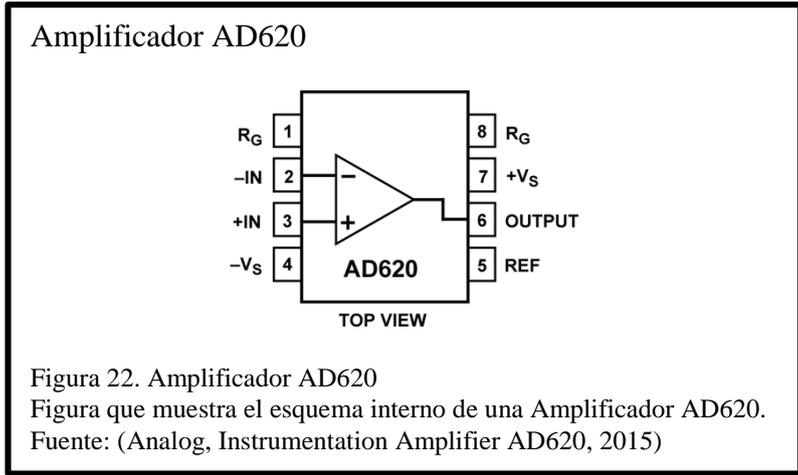
3.2.1.2 Etapa de pre amplificación

Para esta etapa se usó un amplificador operacional, este a su vez debe cumplir con ciertas características para tener un rendimiento aceptable en la adquisición de bioseñales, estas características son:

- Impedancia de entrada debe de ser alta $10^9 - 10^{12} \Omega$
- CMRR ≥ 90 dB

Considerando estas características se eligió usar el amplificador de instrumentación AD620 de Texas Instruments (Figura 22), este amplificador cuenta con las siguientes características:

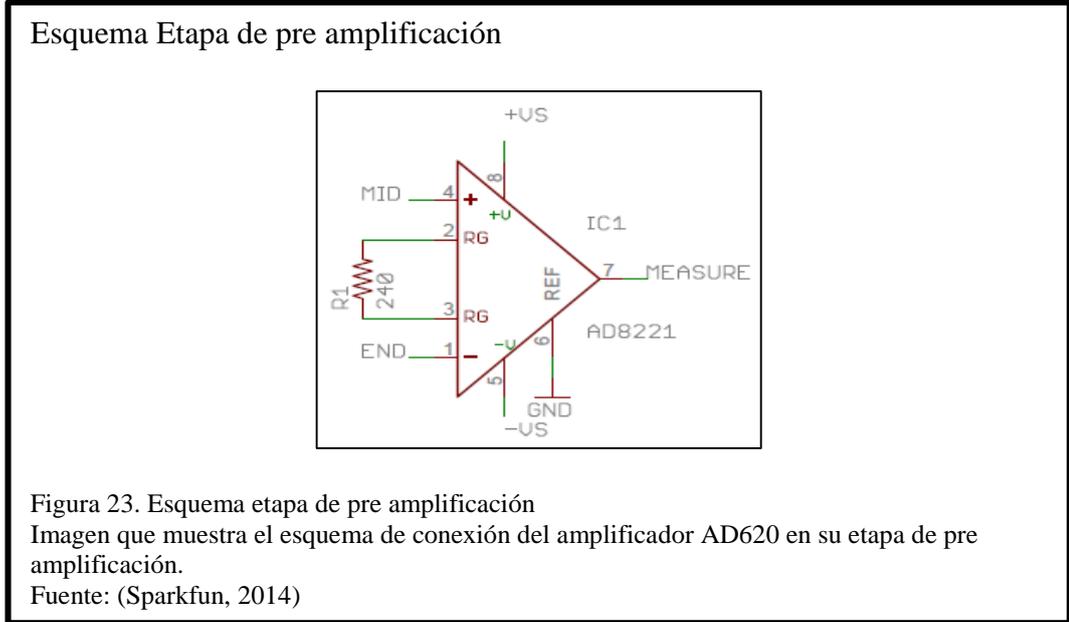
- Impedancia de entrada (Input Bias) $10 \text{ G}\Omega$ (GigaOhm)
- CMRR 130 dB
- Offset 125 μV
- Fuente alimentación de ± 2.3 a $\pm 18 \text{ V}$



Para fijar la ganancia o la resistencia que se usará, nos basamos en la fórmula que proporciona el fabricante, que está incluida en sus hojas de especificaciones del amplificador (Analog, Instrumentation Amplifier AD620, 2015).

$$G = 1 + \frac{49.4 \text{ K}\Omega}{R_G} \qquad G = 1 + \frac{49.4 \text{ K}\Omega}{240 \Omega} \qquad \text{Ganancia} = 206 \qquad \text{(Ecuación 1)}$$

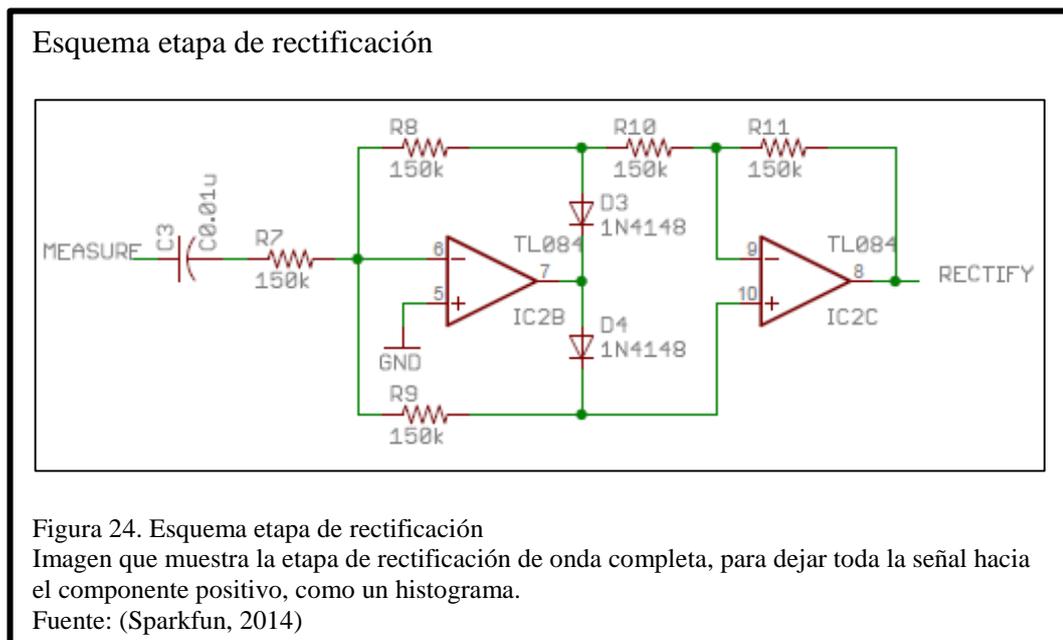
La siguiente imagen (Figura 23) muestra el diagrama esquemático de la etapa de pre amplificación cuya salida (Measure = medición) está conectada directamente a la etapa de filtrado.



3.2.1.3 Etapa de rectificación

En la anterior etapa de pre amplificación, la señal proveniente de los electrodos se obtiene de una forma diferencial por el amplificador de instrumentación, el cual amplifica la señal unas 206 veces más. A este punto la señal proveniente de los electrodos ya está lista para ser filtrada.

La señal pre amplificada que se encuentra al inicio de la etapa del filtrado (Measure), entra a un rectificador de onda completa como se muestra en la (Figura 24), se optó por este rectificador ya que un solo potencial de acción está compuesto por una señal con componente positivo y uno negativo como se muestra en la Figura 25.



Señal de un solo potencial de acción

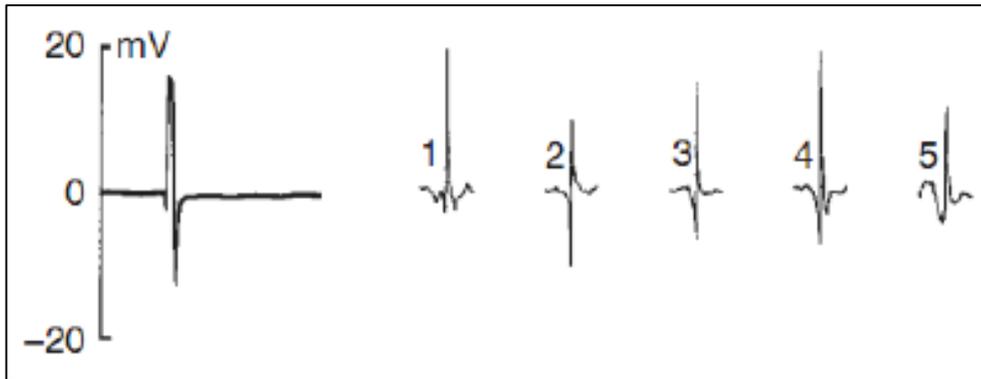


Figura 25. Señal de un solo potencial de acción

Figura que muestra un potencial de acción cuya señal tiene los componentes positivos y negativos como se muestra en el rango de -20 a 20 milivoltios[mV].

Fuente: (Unglaub Silverthorn, 2009)

Para este rectificador se usó el amplificador operacional TL074 con resistencias iguales en este caso de 150K, una vez que pasa toda esta etapa tenemos una señal positiva y rectificada con lo cual permite pasar a la siguiente etapa.

3.2.1.4 Etapa de filtrado

La salida de la etapa anterior denominada (RECTIFY o rectificada) pasa a la etapa de filtrado, este filtro es del tipo paso bajo activo, el cual como se explicó en el capítulo 2 en el apartado de fundamentos electrónicos nos permitirá el paso de ciertas frecuencias, las cuales se determina con la formula descrita en el mismo capítulo.

Esquema etapa de filtrado

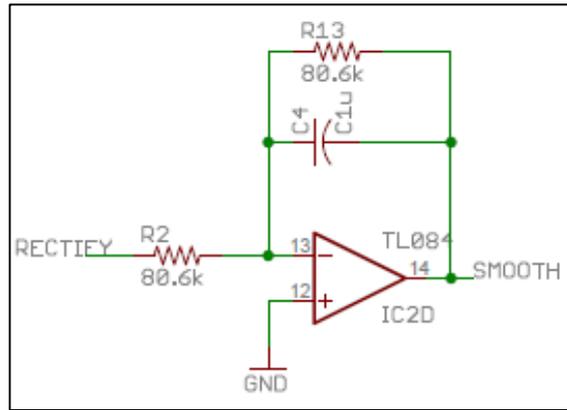


Figura 26. Esquema etapa de filtrado
 Imagen que muestra el esquema para el filtrado y suavizado de la señal.
 Fuente: (Sparkfun, 2014)

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2 * \pi * 80.6 * 1\mu f} = 2Hz \quad (\text{Ecuación 2})$$

$$G = -\frac{R1}{R2} = -\frac{80.6 k}{80.6 k} = -1 \quad (\text{Ecuación 3})$$

Como se puede ver en la (Ecuación 2) al momento de filtrar la señal y dejar pasar frecuencias no inferiores a 2 Hz pasa por una etapa de amplificación la cual para este caso no amplifica la señal, tan solo la invierte (Ecuación 3) es decir actúa como un amplificador inversor (Figura 26). A su vez el circuito sirve como suavizado para la señal, es decir reduce el ruido y en vez de tener distorsionada la señal, es más nítida. Si el rizado o los picos son demasiados el circuito suaviza los bordes para tener una señal más pura y sin tanta distorsión (Figura 27), sería casi el homologado al hacer un filtrado digital como la Transformada de Fourier.

Suavizado de la señal

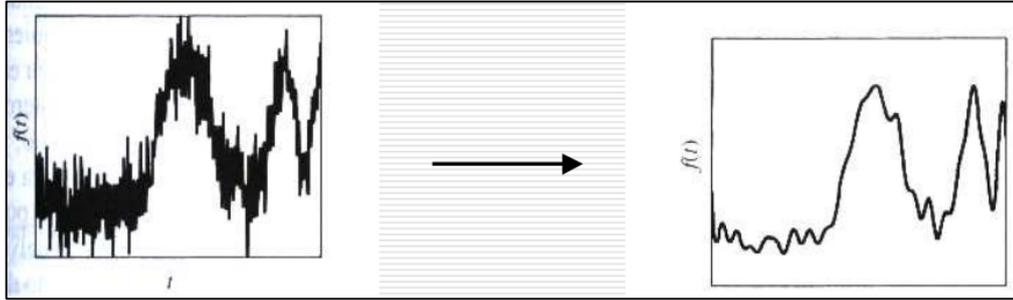


Figura 27. Suavizado de la señal

Figura que muestra como al pasar la señal por el filtro se suaviza o se disminuye el ruido que porta la señal, para dejarla un poco más clara.

Elaborado por: Darwin Maza y Javier Erraez

3.2.1.5 Etapa de inversión

Una vez que pasa por la etapa de filtrado / suavizado la señal queda invertida, es decir sus valores están en negativo y, para trabajar con la señal se la debe pasar a positivo, en el siguiente esquema se describe el circuito empleado (Figura 28).

Esquema etapa de Inversión

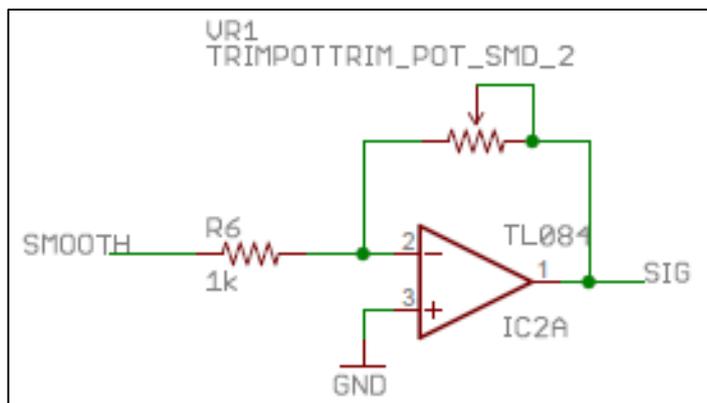


Figura 28. Esquema etapa de inversión

Figura que muestra el esquema de un amplificador inversor.

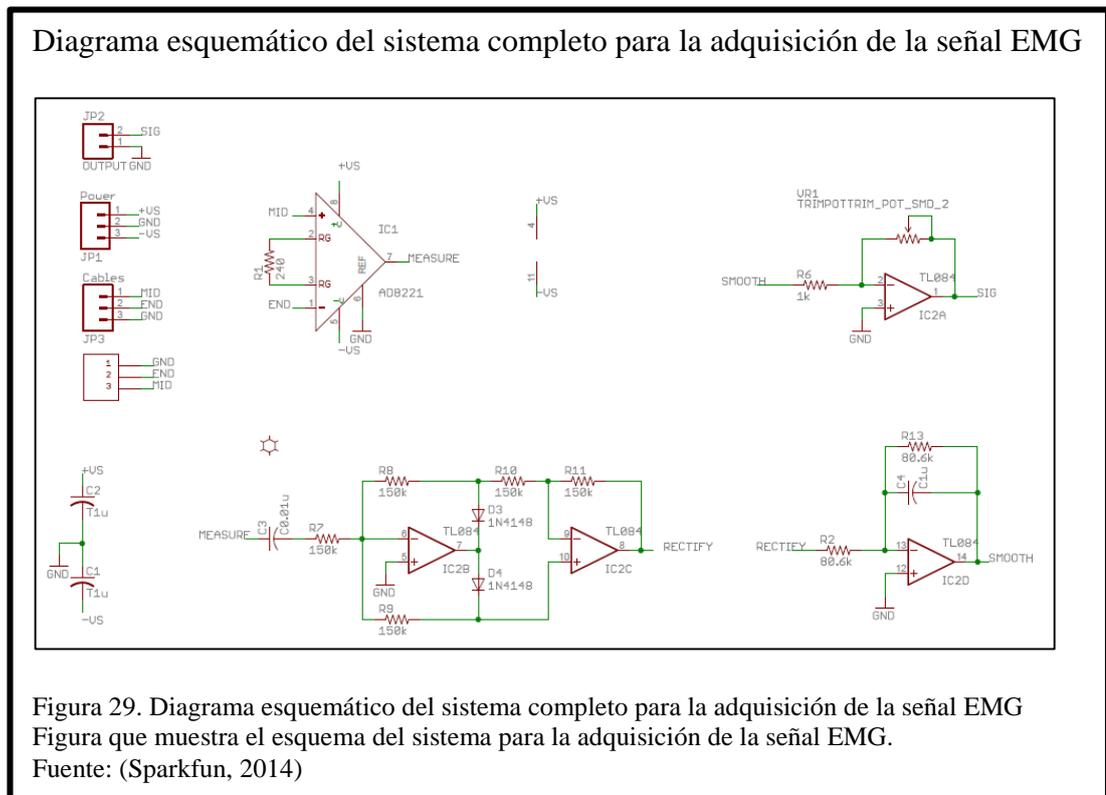
Fuente: (Sparkfun, 2014)

Como se explicó en el capítulo 2 en la sección de fundamentos electrónicos el amplificador inversor invierte los valores de la señal, en este caso como la señal viene negativo, el valor resultante será positivo y de acuerdo a la formula vista en el mismo apartado se tendrá una amplificación final con un valor positivo.

$$V_{out} = -V_{in} \frac{R_f}{R_{in}} = -(-V_{in}) \frac{20K}{1K} = V_{in} * 20 \quad (\text{Ecuación 4})$$

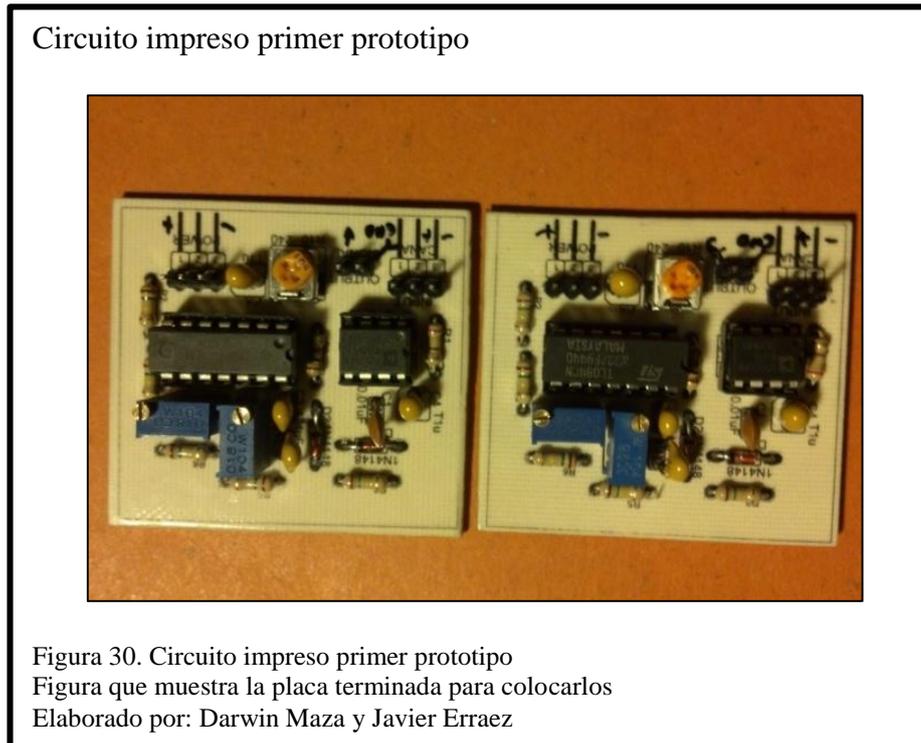
Donde V_{out} = voltaje de salida, V_{in} = voltaje de entrada

Como se puede observar en la Figura 29, el esquema completo del circuito para la creación de un sensor EMG que se lo denomina canal, el cual registra las señales del grupo muscular donde estén conectados los electrodos.



3.2.1.6 Etapa de construcción del circuito impreso

El diseño de la placa del circuito fue desarrollado mediante el programa Proteus, y se elaboró varias tarjetas del circuito impreso, ya que cada una de ellas serán las encargadas de capturar la señal EMG del grupo muscular donde sea asignada. En la Figura 30 se muestra las placas obtenidas.



Primer Prototipo construido para adquirir las señales EMG del antebrazo.

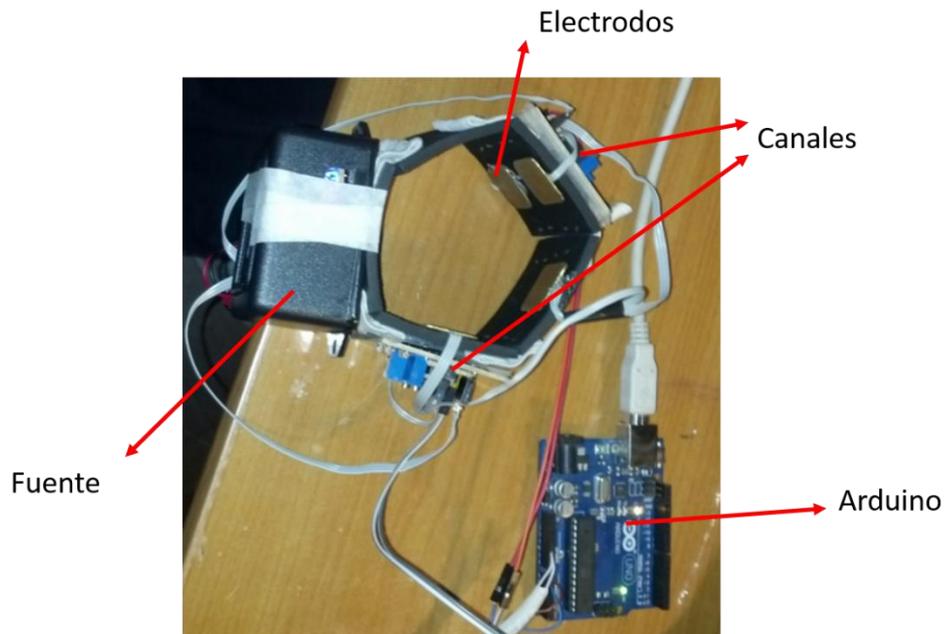


Figura 31. Primer prototipo (brazalete) construido para adquirir las señales EMG del antebrazo

Figura que muestra el primer prototipo construido en forma de brazalete para la adquisición de las señales EMG, provenientes del antebrazo.

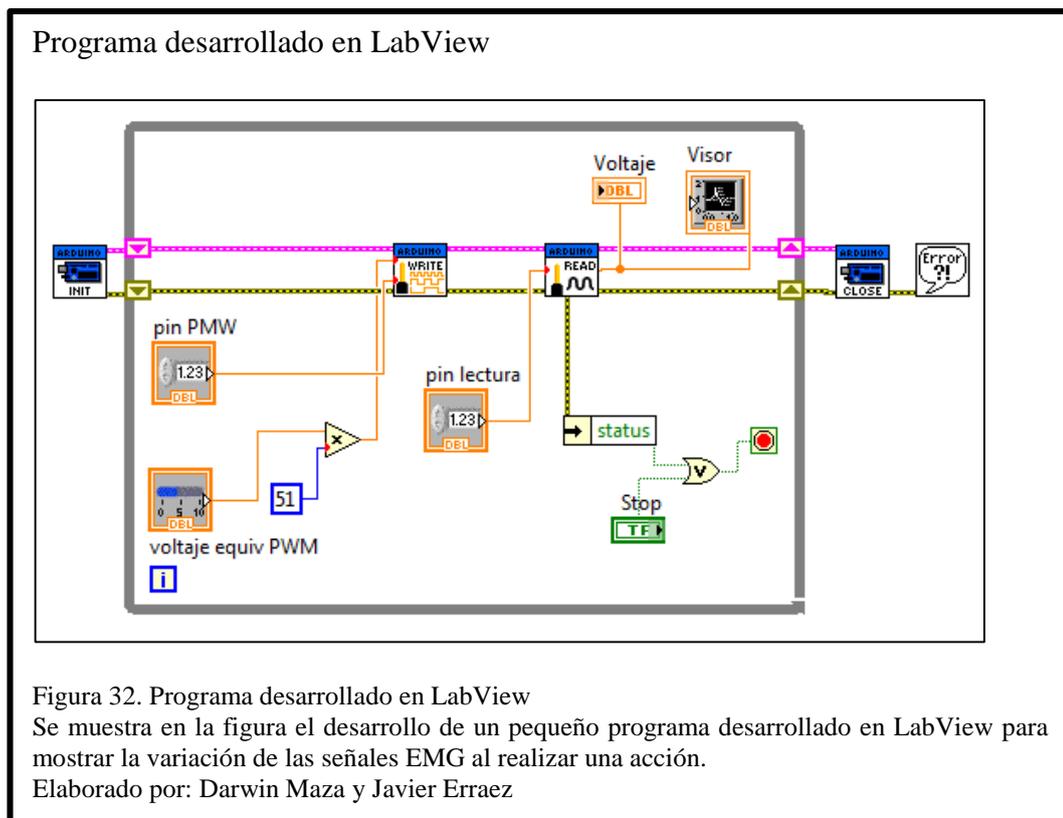
Elaborado por: Darwin Maza y Javier Erraez

3.2.1.7 Etapa de registro de la señal EMG

Una vez que el brazalete (Figura 31) entró en funcionamiento, se procede a tomar la lectura de los sensores, mediante el multímetro, el cual nos muestra la variación de voltajes cuando se realiza una acción con la mano y por ende el antebrazo. Sin embargo era necesario tomar muestras capturadas por el sistema en la computadora para poder graficarlos. Para poder interactuar con el computador se hace necesario la comunicación entre nuestro prototipo y el computador por medio de un puerto de comunicación, para lo cual, se hace pasar las lecturas obtenidas de los sensores (valores analógicos) a través de la plataforma Arduino y este a su vez conectado al computador. Del lado del computador se usa la instrumentación virtual, que es una

forma de hacer mediciones y procesamiento de señales sin la necesidad de contar con el hardware con el que normalmente se haría en un laboratorio de electrónica.

Para efectos de lectura se usó la instrumentación virtual para digitalizar los potenciales EMG, para esta tarea se usó el software de LabView de National Instruments, en la cual se realizó una pequeña aplicación (Figura 32) para mostrar gráficamente la lectura de las señales EMG.



Como se muestra en la Figura 33, la acción de la mano al realizar un puño es registrado por el prototipo y mostrada gráficamente por el software de Labview.

Gráfica de una acción de la mano en Labview

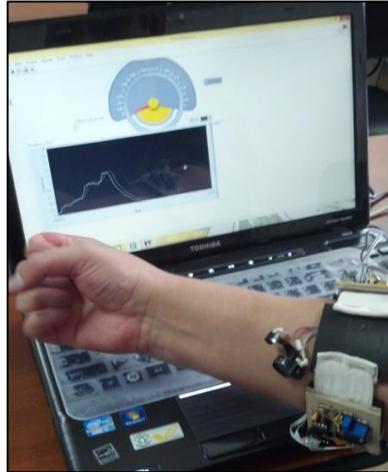


Figura 33. Gráfica de una acción de la mano en Labview
Se muestra en la figura la detección grafica de un gesto de la mano en el software Labview.
Elaborado por: Darwin Maza y Javier Erraez

Luego de elaborar el primer prototipo surgen las siguientes observaciones:

- Las dimensiones y peso del brazalete deben ser ajustadas, para tener un dispositivo compacto.
- Reemplazo de los electrodos por unos de mejores características eléctricas tratando que no sean desechables y de fácil adquisición.
- La construcción de los circuitos para cada sensor deben ser reducidos, optando por circuitos de montaje superficial.
- Se debe cambiar las baterías de 9V, por unas recargables y de menor voltaje.
- El amplificador de instrumentación se lo debe ajustar con uno de mayor precisión y mejores características para un mejor registro de las señales EMG.
- Colocar por lo menos tres sensores (canales) para cubrir los grupos musculares más relevantes del antebrazo al generar una acción con la mano.

- Desvincular la placa Arduino, para trabajar con la placa RaspberryPi y su Shield, ya que en dicha placa se encuentra embebida el procesador ARM, además de su mayor resolución de conversión en digital de la shield.
- Procesar las señales obtenidas por el prototipo y mediante software realizar el reconocimiento de patrones.

3.2.2 Diseño y construcción del brazalete prototipo para la adquisición de señales EMG reducido

Este prototipo presenta varias mejoras con respecto al anterior prototipo, entre las más significativas está el uso de circuitos integrados más precisos, más compactos, fuente de alimentación más pequeña, en la Tabla 4 y Tabla 5 se muestra la comparación de las características más significativas de los chips usados en la construcción del prototipo anterior y el nuevo.

Tabla 4. Comparativas de los amplificadores de instrumentación

	AD620(Primer Prototipo)	AD8221 (Prototipo reducido)	Unidades
CMRR	90	80	dB
Voltaje de Offset	50	100	uV
Impedancia de Entrada	10 2	10 ¹³ 2.8	GΩ pF
Fuentes de Alimentación	±2.3 a ±18	±1.5 a ±18	V
Ruido a 1Khz	13	16	nV/√Hz
Corriente de polarización	2	15	nA

Nota: Darwin Maza y Javier Erraez

Tabla 5. Comparativas amplificadores operacionales

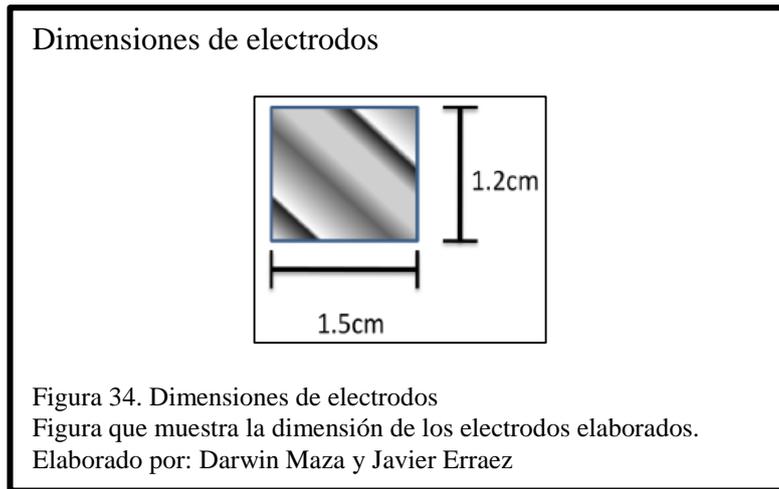
	TL074(Primer Prototipo)	TL084 (Prototipo reducido)	Unidades
Voltaje Offset	50	9	mV
CMRR	85	86	dB
Fuentes de Alimentación	± 18	± 1.5 a ± 18	V
Ruido a 1Khz	15	18	nV/\sqrt{Hz}

Nota: Darwin Maza y Javier Erraez

Dentro de los cambios significativos con los que cuenta este nuevo prototipo reducido es el uso de baterías de 3.7 (V), cada sensor está diseñado en montaje superficial y se agrega una bomba de carga, ya que para comparar los voltajes de referencia, estos deben ser constantes y gracias a la bomba de carga dicho estabilidad se logra manteniendo siempre un voltaje estable de ± 3.3 (V), como se explicó en el Circuito de bomba de carga.

3.2.2.1 Electrodo

En cuanto a los electrodos se realizaron cambios, ya que anteriormente se usaron electrodos desechables y en esta nueva versión se diseñaron electrodos superficiales secos de cobre-estaño, estos electrodos tienen forma rectangular, cuyas dimensiones se muestra en la Figura 34.



3.2.2.2 Construcción de los electrodos

El material usado para la construcción de los electrodos fue obtenida de placas de bronce, que es una aleación de cobre y estaño, se optó por este material, ya que, se busca un buen conductor eléctrico, como es el caso del: oro, plata o cobre, cuyo costo es elevado, siendo el bronce, más económico y accesible de conseguir.

Una vez recortados y pulidos a una dimensión de 1.5cm x 1.2 cm (Figura 35), se realizaron pruebas con varios tamaños de las placas rectangulares, ya que se busca reducir el área de la placa conductora, sin embargo las pruebas que se realizaron con placas más pequeñas a 1cm no fueron muy alentadoras, ya que la señal EMG no podía ser registrada. En la parte posterior del electrodo se procedió a soldar los cables que llevaran la señal desde el electrodo al circuito que registrara la señal EMG, estos a la vez serán adheridos a las placas de caucho mediante silicona para evitar cualquier interferencia entre electrodos.

Dimensión y distancia de los electrodos

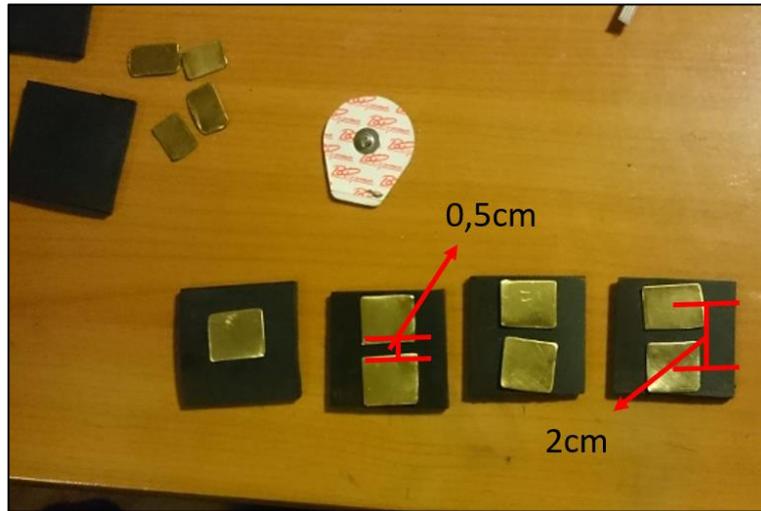


Figura 35. Dimensión y distancia de los electrodos

Figura que muestra la distancia entre punto medio de un electrodo con respecto al otro y la distancia entre placas, para una correcta lectura de la señal EMG.

Elaborado por: Darwin Maza y Javier Erraez

La separación entre los electrodos inversores y no inversor fue de 2cm desde el centro, se trató de usar la distancia de separación más pequeña posible siendo de 0.5 cm, ya que de esta forma se obtiene una mejor selectividad.

Dentro de las pruebas realizadas, en la elaboración del segundo prototipo se determinó que un factor importante es el electrodo de referencia, ya que en caso de no estar bien ubicado, se registrarán señales erróneas o nulas.

Otra característica importante con respecto al primer prototipo fue el número de canales (sensores), en este último se opta por tres canales los cuales rodearan todo el antebrazo y se los ubicara de acuerdo a la Figura 36, dichas ubicaciones se explicó en el capítulo dos, en la Anatomía del antebrazo.

Ubicación de los electrodos



Figura 36. Ubicación de los electrodos

Figura que muestra mediante colores las zonas que se registrarán por los canales

Elaborado por: Darwin Maza y Javier Erraez

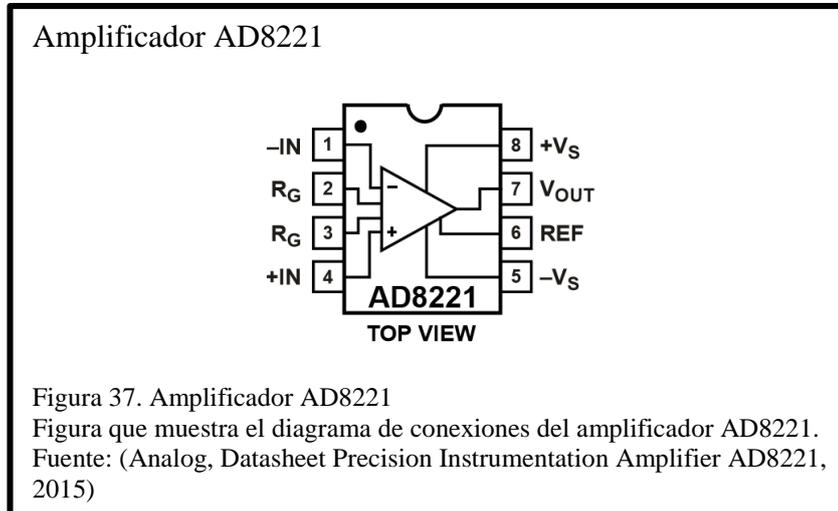
En cada color se ubicará un canal de registro de la señal, y el electrodo de referencia se ubicará en la parte posterior, es decir en toda la línea del codo.

3.2.2.3 Etapa de pre amplificación

El procedimiento y concepto para la elaboración de esta etapa es la misma que la del primer prototipo, solo que para este paso se usó un amplificador de instrumentación mucho más preciso y potente como es el caso del AD8221 de Texas Instruments (Figura 37), este amplificador cuenta con las siguientes características:

- Impedancia de entrada (Input Bias) $100\text{ G}\Omega$ (GigaOhm)
- CMRR 130 dB
- Offset 60 μV
- Fuente alimentación de ± 2.3 a $\pm 18\text{ V}$

En la Tabla 4 se muestra las mejoras con respecto al amplificador de instrumentación AD620 utilizado en el primer prototipo.



Para las etapas de rectificación, filtrado e inversión se siguió el mismo criterio que del primer prototipo, con la salvedad que se usó un amplificador operacional TL084, para todas las etapas, logrando una compactación del circuito final. . En la Tabla 5 se muestra las diferencias entre los operacionales usados entre el primer y último prototipo.

3.2.2.4 Circuito de montaje superficial

Lo que se realizó en esta etapa es la reducción del tamaño del circuito original, siguiendo el mismo esquema de la Figura 29, compactándolo para tener un prototipo más pequeño y sobre todo liviano (Figura 38).

Circuito SMD vs Normal

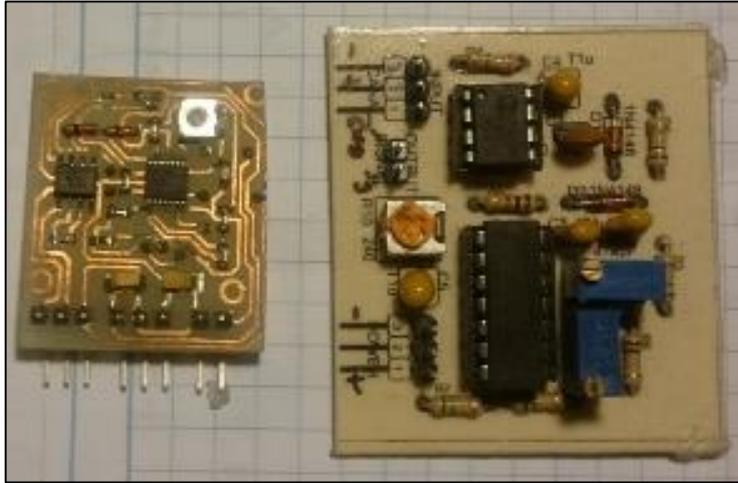


Figura 38. Circuito SMD vs circuito normal

Figura que muestra la diferencia entre el circuito SMD (izquierda) y el normal (derecha)

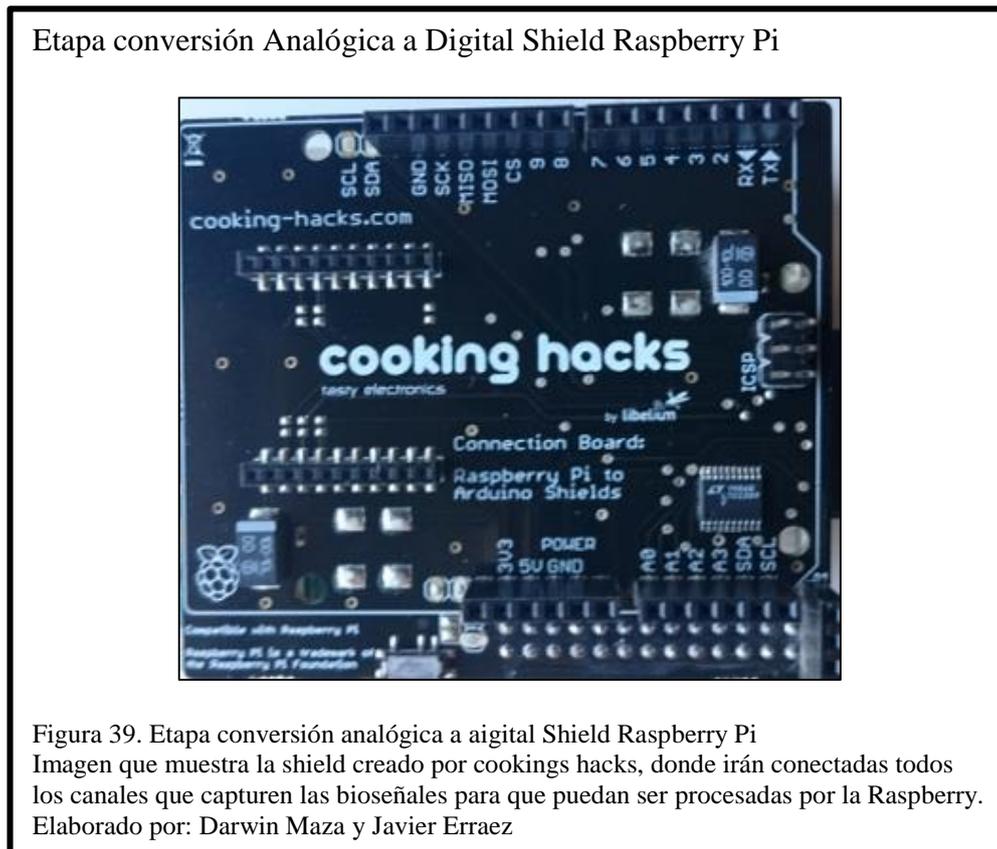
Elaborado por: Darwin Maza y Javier Erraez

Una vez obtenido las placas y los electrodos se procedió a armar el prototipo, de tal forma que sus canales se adapten al antebrazo, para lograr esto se optó por agregar un elástico entre la unión de cada segmento que es parte del brazalete y rodea el antebrazo. Por último una vez obtenidas las señales por medio de nuestro prototipo brazalete, se procede a convertir los valores analógicos en digitales para, posteriormente realizar el tratamiento de la señal.

3.2.2.5 Etapa de conversión analógica a digital

Una vez obtenida la señal deseada, se procede a realizar la conversión de analógica a digital, la cual se lo realiza con el DAC incluido en el shield de la Raspberry Pi (Figura 39) dicho shield está diseñado para conectar la o las entradas analógicas a los puertos analógicos del (A0-A7) e internamente se accede a la dirección de dichos puertos para la lectura de los datos digitales, en este caso un solo canal debe conectarse a una entra

analógica como la A0 y a tierra (GND) también. Por cada canal se hará lo mismo, siendo la tierra común para todos los canales, en la siguiente grafica se puede mostrar el shield con sus respectivos puertos, y las respectivas entradas/salidas para diferentes propósitos, en nuestro caso nos centraremos en las entradas analógicas A0-A7, entrada de alimentación 3V3,5V GND, así como las entradas SDA y SCL.



Como ya se mencionó anteriormente en el capítulo 2, este shield se conecta a los puertos GPIO del Raspberry Pi y el tratamiento de la señal adquirida pasa a ser exclusivamente de este último. Antes de pasar a este punto, debemos describir a breves rasgos el puerto que se está utilizando, en este caso es el bus I2C.

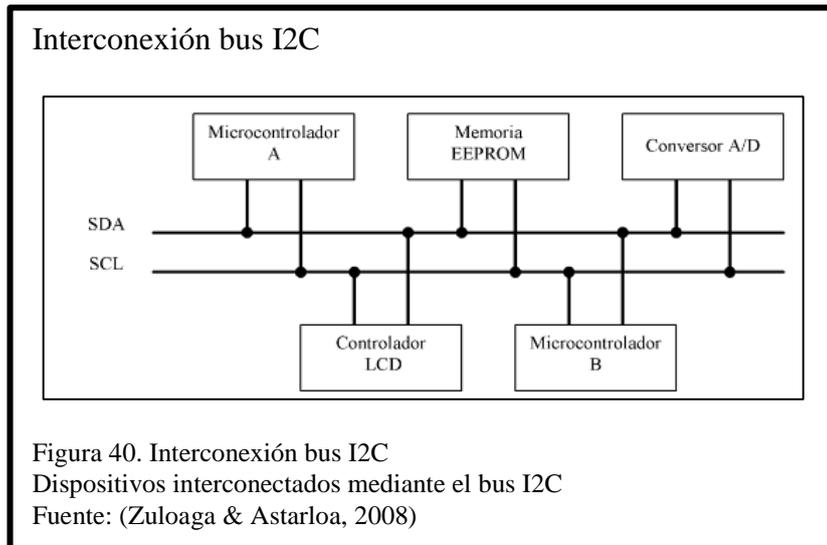
3.2.2.6 Bus I2C

Desarrollado por Philips, es un bus bidireccional de únicamente dos hilos para conectar distintos circuitos integrados denominado Inter-IC ó I2C, este bus es considerado un estándar cuando se realiza una comunicación entre microcontroladores, memorias y otros dispositivos que posean este bus, el cual solo requiere de dos líneas, una para la señal y la otra para la velocidad de reloj (Zuloaga & Astarloa, 2008).

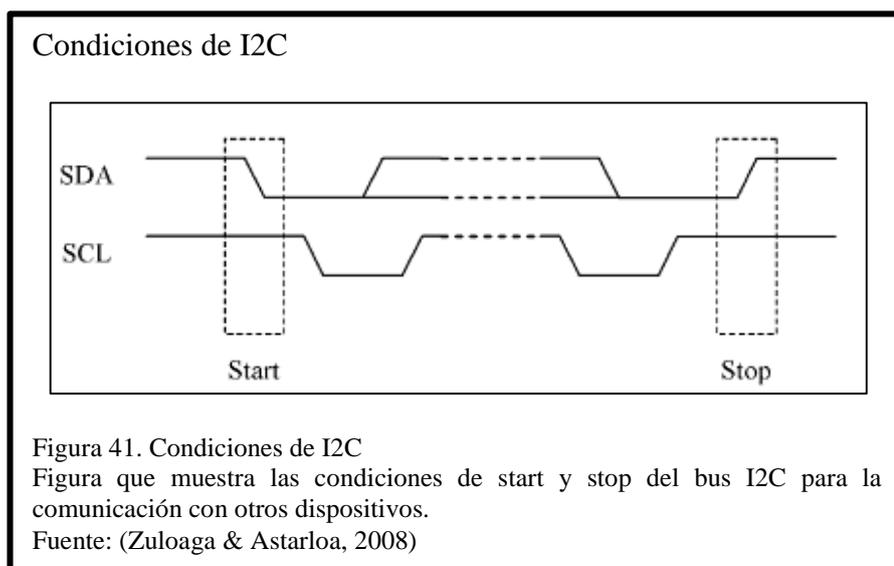
Es un bus serie half-duplex, síncrono, cuyo nivel físico se compone exclusivamente de dos líneas bidireccionales, entre sus características principales son:

- **SDA** (Serial Data Line): Línea por donde se pasarán los datos entre dispositivos.
- **SCL** (Serial Clock Line): Línea de reloj, esta será la encargada de marcar el tiempo de lectura y escritura de los datos.
- Su velocidad de transmisión puede alcanzar los 100 Kbits/s, se caracteriza por su facilidad de uso y por la sencillez con que puede añadirse nuevos elementos al bus.
- Cada dispositivo conectado al bus tiene un código seleccionable mediante configuración.
- Los datos y las direcciones se transmiten como palabras de 8 bits.

En la Figura 40 se muestra un ejemplo de cómo varios dispositivos se interconectan mediante el bus I2C.



Antes de empezar una transferencia de datos entre el circuito maestro y los esclavos, el maestro debe informar el inicio de la comunicación. Esta condición, denominada de **Start**, la resuelve el maestro poniendo a nivel bajo la señal SDA mientras la señal SCL se mantiene a nivel alto. Una vez terminada la comunicación ente el maestro se emplea la condición de **Stop** para indicar este evento y liberar el bus. Para generar dicha condición de paro, el dispositivo maestro pone a nivel alto la señal SDA mientras la línea SCL permanece a nivel alto, dicho proceso se muestra en la Figura 41 (Zuloaga & Astarloa, 2008).



Para acceder a los pines GPIO (pines entrada salida) de la Raspberry Pi es necesario realizarlo mediante el bus I2C que esta embebido a en la shield del mismo a atreves de su dirección.

3.2.2.7 Etapa de registro de la señal EMG

Con la primera versión del prototipo el registro de la señal se lo realizaba mediante la placa Arduino y con el software de LabView, la placa Arduino se encargaba de realizar la conversión de valores analógicos a digitales para luego comunicar los datos mediante el puerto serial, dichos valores eran leídos y procesados por el software de Labview.

En esta etapa, para la versión final de nuestro prototipo se procede a interactuar con el RaspberryPi y su Shield, los cuales serán aquellos que procesen, manipulen y conviertan la señal analógica a digital.

En la Figura 42 se indica las entradas analógicas y la tierra de referencia que se ocupa, en cada entrada analogía se conecta la salida de cada sensor, por lo tanto se estaría trabajando con los tres sensores (canales).

Conexión entradas analógicas

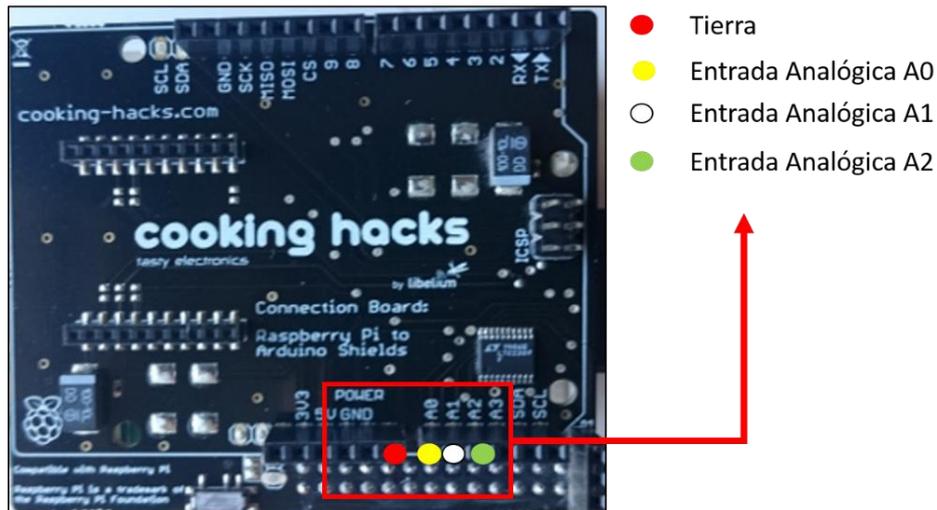


Figura 42. Conexión entradas analógicas

Muestra las conexiones de las entradas analógicas desde los sensores hasta las entradas analógicas de la shield.

Elaborado por: Darwin Maza y Javier Erraez

Una vez realizadas las conexiones se procede a la captura de datos desde el puerto analógico mediante el software desarrollado en el lenguaje de Python. En la Figura 43 se muestra la etapa de captura de datos.

Código lectura de los sensores

```
def Lectura(self):  
    """ Funcion que permite obtener la lectura de N datos por 120ms  
    """  
    valorPausa = ((125.0 / len(self.ventanas)) / 1000.0)  
    pos = 0  
    while pos < len(self.ventanas): #self.muestras:  
        promedio = self.PromedioVoltajeSensor()  
        if(promedio >= self.minimoSensor and promedio <= self.maximoSensor):  
            self.ventanas[pos] = 0.0  
        elif(promedio > self.maximoSensor):  
            self.ventanas[pos] = promedio - self.maximoSensor  
        else:  
            self.ventanas[pos] = promedio - self.maximoSensor  
  
        pos += 1  
        pausa(valorPausa)  
  
    return self.ventanas
```

Figura 43. Código lectura de los sensores

Muestra la clase que se encarga de leer los datos que llegan a los puertos de la Raspberry.

Elaborado por: Darwin Maza y Javier Erraez

Esta captura de datos se lo realiza en un tiempo de 120 ms que corresponde a 128 datos, una vez capturado los datos se procede a la extracción de características (Figura 44) que nos permitirán identificar si son valores característicos de una acción ejecutada por el antebrazo, dichos valores se emplearán para el análisis de patrones posteriormente.

Código extracción de características principales de la señal obtenida

```
def GetCaracteristicasSegmento(listValue = [0.0]):  
    """ Obtiene las características del segmento leído  
    Vrms      : Valor Eficaz.  
    VmedAbs   : Valor Medio absoluto.  
    LonForOnda: Longitud de la forma de onda.  
    VmedAbsDif: Valor medio absoluto por diferencia.  
    CruceCero : Determina las veces que la señal crza por cero.  
    CambioPend: Cuanta las veces en que la forma de onda cambio de  
                pendiente.  
    """  
    Vrms      = GetVrms(listValue)  
    VmedAbs   = GetValorMedioAbsoluto(listValue)  
    LonForOnda = GetLongitudFormaDeOnda(listValue)  
    VmedAbsDif = GetValorMedioAbsolutoDiferencia(listValue)  
    CruceCero = GetCrucesPorCero(listValue)  
    CambioPend = GetCambioPendiente(listValue)  
  
    return [Vrms, VmedAbs, LonForOnda, VmedAbsDif, CruceCero, CambioPend]
```

Figura 44. Código extracción de características
Muestra la clase que se encarga de obtener los componentes principales de la señal adquirida.
Elaborado por: Darwin Maza y Javier Erraez

Dependiendo de la acción ejecutada por el antebrazo nos dará un patrón, con sus valores característicos.

Como se muestra en la Figura 45, al realizar una acción de la mano, en este caso un puño, el prototipo recoge la señal característica es procesada mediante el procesador ARM de la Raspberry Pi y la muestra en pantalla, todo esto realizado bajo lenguaje de programación Python.

Captura de la obtención de una acción puño del antebrazo

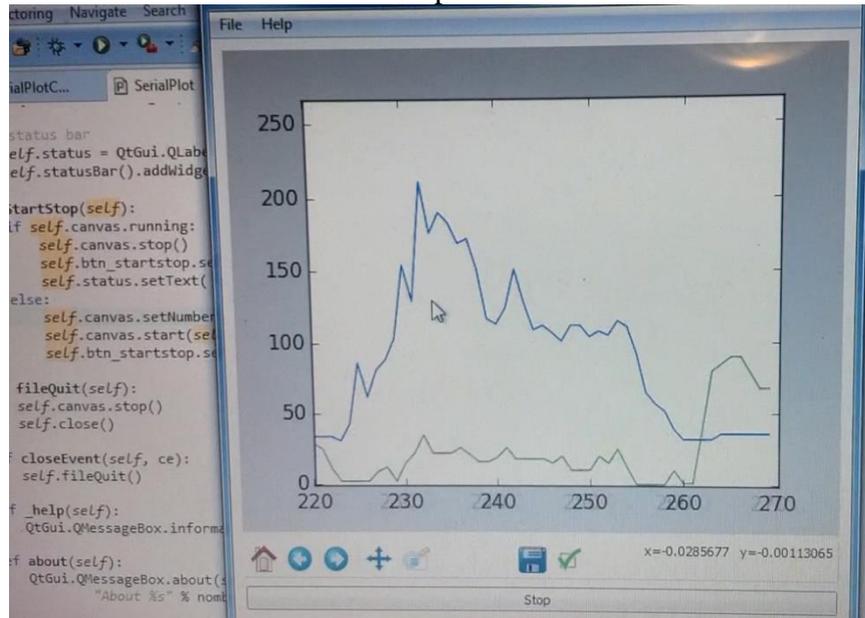


Figura 45. Señal puño mediante Python

Muestra gráficamente la obtención de la señal mediante el prototipo final y Python.

Elaborado por: Darwin Maza y Javier Erraez

3.2.3 Obtención de patrones

Como se abordó en el capítulo dos en la sección Reconocimiento de patrones, se debe extraer las características de la señal, las cuales son:

- Vrms (Valor Eficaz)
- VmedAbs (Valor Medio Absoluto)
- LonForOnda (Longitud de Onda)
- VmedAbsDif (Valor Medio Absoluto Diferencia)
- CruceCero (Cruces por cero)
- CambioPend (Cambio de pendiente)

Estas características llevan información útil, dicha información nos permite etiquetar cada uno de los patrones generados.

El etiquetado no es más que colocar una identificación para cada patrón, de tal forma que a una acción le pertenece una etiqueta, del total de acciones que se pueden extraer del antebrazo se han tomado cinco que están etiquetadas y configuradas de la siguiente manera (Tabla 6).

Tabla 6. Codificación para las acciones del antebrazo

Patrón	Etiquetado
Extensión	HU
Flexión	HD
Puño	HC
Supinación	DI
Pronación	DD

Nota: Darwin Maza y Javier Erraez

Una vez etiquetado nuestros patrones ya se pueden realizar la interacción entre el prototipo y la aplicación móvil.

3.2.4 Comunicación bluetooth

Para la comunicación se lo hace mediante un módulo de bluetooth conectado al puerto serial de la shield de la Raspberry pi, lo cual mediante las librerías de SerialPy, se logra tratar dicho puerto como un serial. Para la transmisión el Tx del bluetooth se comunica con el Rx del shield y el Tx de la shield se comunica con el Rx del Bluetooth.

Para lograr la comunicación se usa los comandos propios de envío y recepción de datos del puerto, como se muestra en la Figura 46.

Código para la comunicación bluetooth

```
sleep(0.02)
try:
    self.puertoSerial.write("01BR10\n")
    sleep(0.02)
    recibido = self.puertoSerial.readline()
    recibido = recibido[:-1]
    print recibido
    #-- Comprobar lo recibido
    if len(recibido) != 0:
        self.esComputadorReceptor = False

        if recibido.upper() == 'PC':
            self.esComputadorReceptor = True

        if (recibido.upper() == 'PC' or
            recibido.upper() == 'DM' or
            recibido.upper() == 'DM'):
            datoRecibio = True
            self.nombrePuerto = nombrePuerto
            self.encontroPuerto = True
            pto = numeroDePuertosBuscar + 1
            self.puertoSerial.close()
except SerialException as ex:
    print(ex)
except KeyboardInterrupt as kvi:
    print(kvi)
```

Figura 46. Código lectura bluetooth

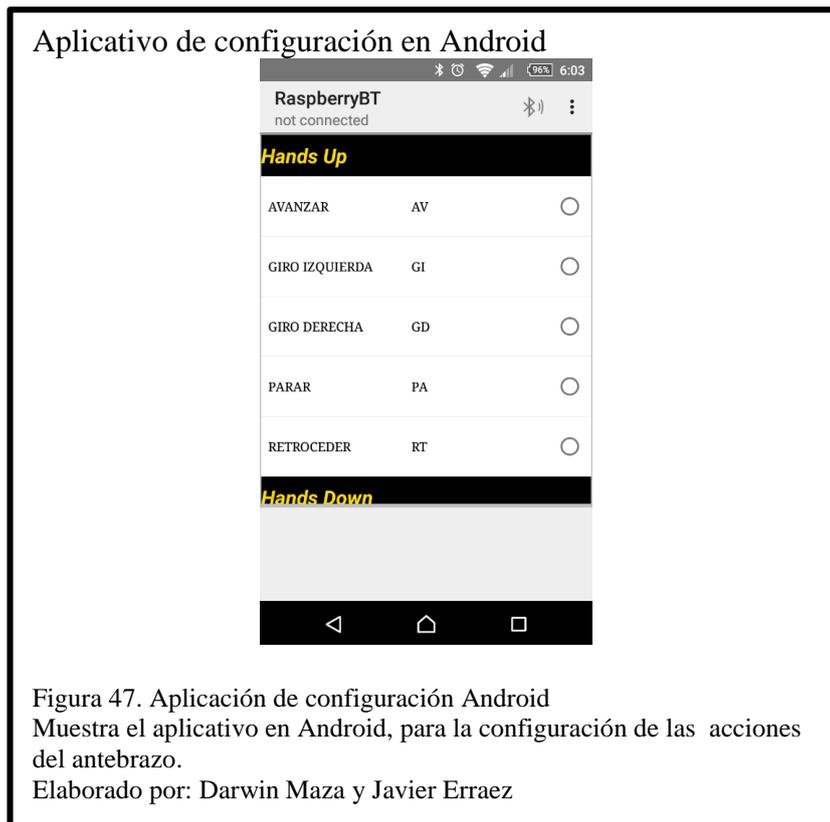
Muestra la clase encargada de leer el puerto para la comunicación bluetooth

Elaborado por: Darwin Maza y Javier Erraez

Como se muestra, el dispositivo escribe el código 01BR10 que es la comunicación entre el brazalete y nuestra aplicación, mientras que del otro lado se espera una confirmación para saber si el dispositivo que está escuchando es móvil (DM) o computador (PC).

3.2.5 Aplicación en Android

Del lado del receptor estará nuestra aplicación desarrollada en un teléfono inteligente con sistema operativo Android. La Figura 47 muestra, el aplicativo que tiene como objetivo ser el medio de comunicación y configuración entre el prototipo y acción del antebrazo. Cada acción se asocia a un comando de control que se enviará a cualquier dispositivo (Computador) a ser controlado.



Dentro de este proyecto se ha definido que para las acciones del antebrazo se puedan configurar los siguientes comandos:

Tabla 7. Lista de posibles comandos para una acción

Nombre Comando	Código Comando
AVANZAR	AV
GIRO IZQUIERDA	GI
GIRO DERECHA	GD
PARAR	PA
RETROCEDER	RT

Nota: Darwin Maza y Javier Erraez

CAPÍTULO 4

RESULTADOS

Una vez terminado la elaboración del brazalete prototipo para la adquisición de señales EMG reducido, se procede a realizar las pruebas de recolección de datos, logrando establecer las mejores señales y mejoras necesarias para obtener un prototipo más robusto. Cabe recalcar que el trabajo planteado es una fusión de varias áreas de estudio, como es el caso de la medicina, la electrónica y la informática, lo cual implica alto grado de investigación y fusión de varias tecnologías, de manera que, lograr una correcta armonía con todos los componentes ha sido un reto bastante fuerte, permitiendo sacar las conclusiones necesarias y trabajos futuros. En el presente capítulo se abordaran las pruebas realizadas y las observaciones necesarias para el trabajo desarrollado.

4.1 Resultados

El desarrollo del segundo prototipo abordado en **3.2.2 Diseño y construcción del brazalete prototipo para la adquisición de señales EMG reducido** (Figura 48), se lo realizó con tres canales de lectura, los cuales son circuitos impresos en los que se hallan los integrados de montaje superficial.

Prototipo brazalete final

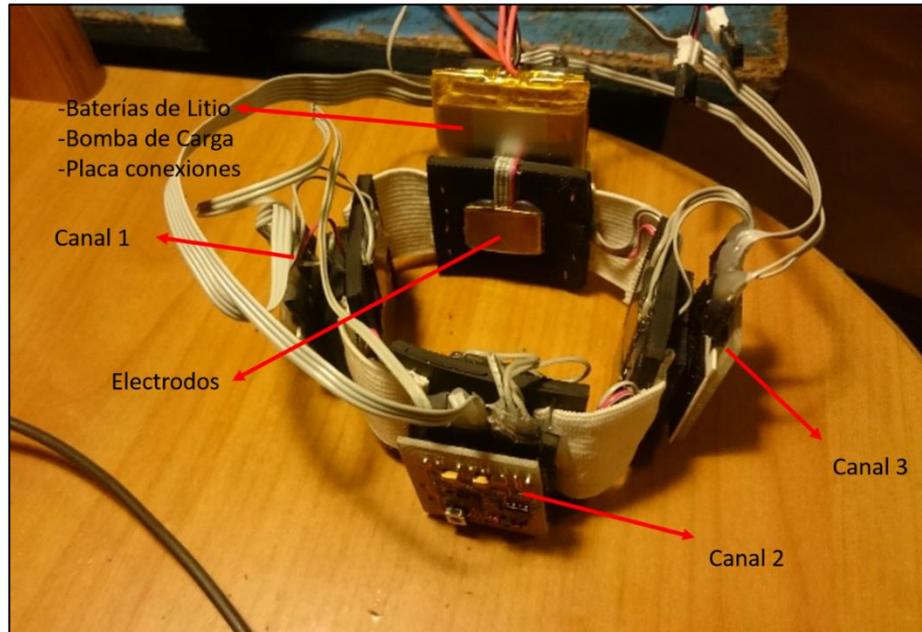


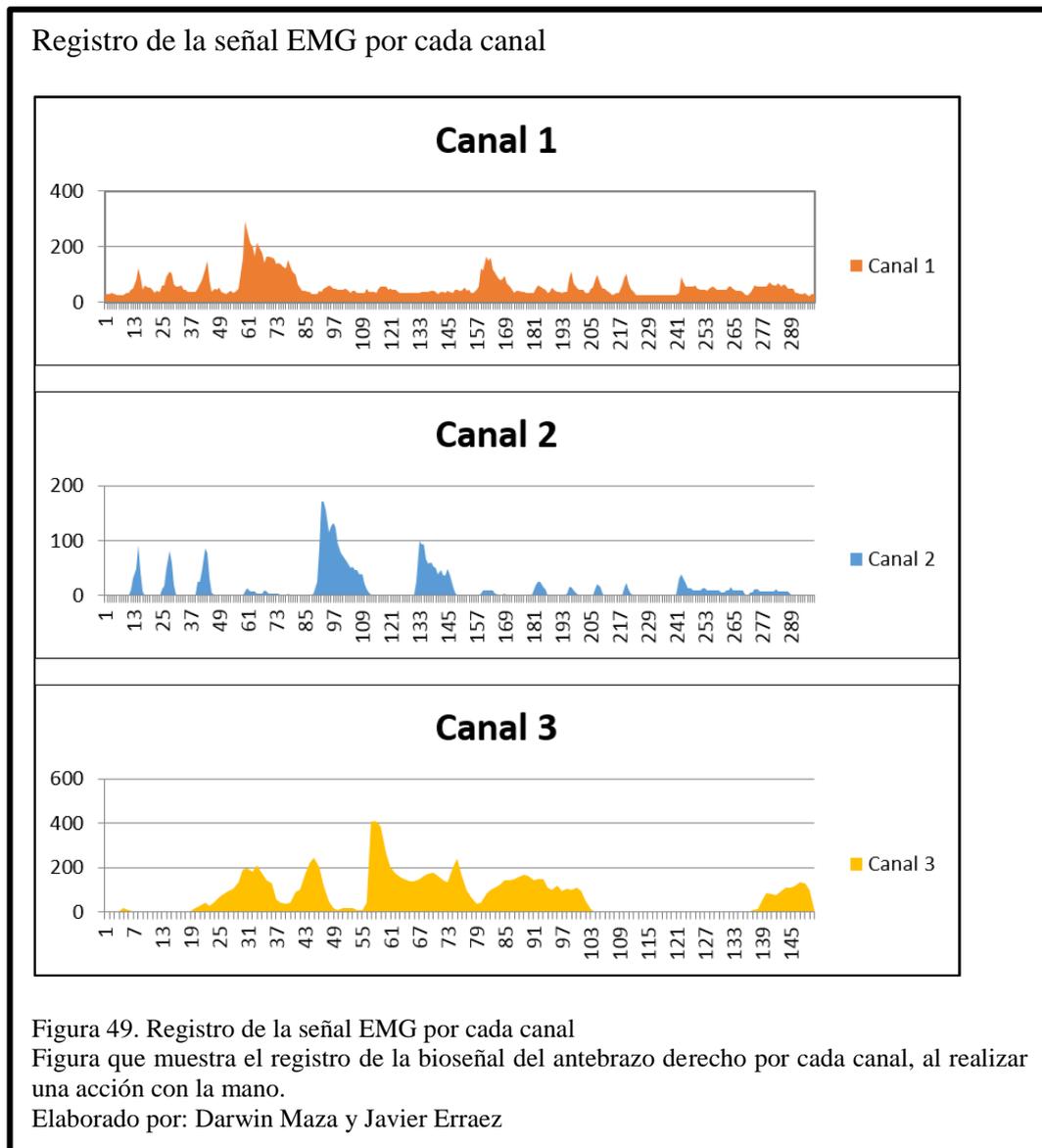
Figura 48. Prototipo brazalete final

Figura que muestra el prototipo final del brazalete para el registro de las señales EMG provenientes del antebrazo.

Elaborado por: Darwin Maza y Javier Erraez

Para la adquisición de las señales EMG se usó el software desarrollado por los autores, el cual, se lo adapto para grabar los registros en un archivo plano y poder acceder a la señal recolectada fácilmente para observar el comportamiento de cada canal en forma gráfica al generar una acción con la mano.

Como se muestra en la Figura 49, las muestras obtenidas son recolectadas de un proceso de lectura de 15 muestras en un lapso de tiempo con un rango de valores de 0 a 4096, dependiendo del valor analógico leído, la Figura 49 es la lectura de cada canal para un persona de género masculino en la edad de 33 años y con una masa corporal dentro de los rangos normales, es decir ni muy delgada ni con sobrepeso.

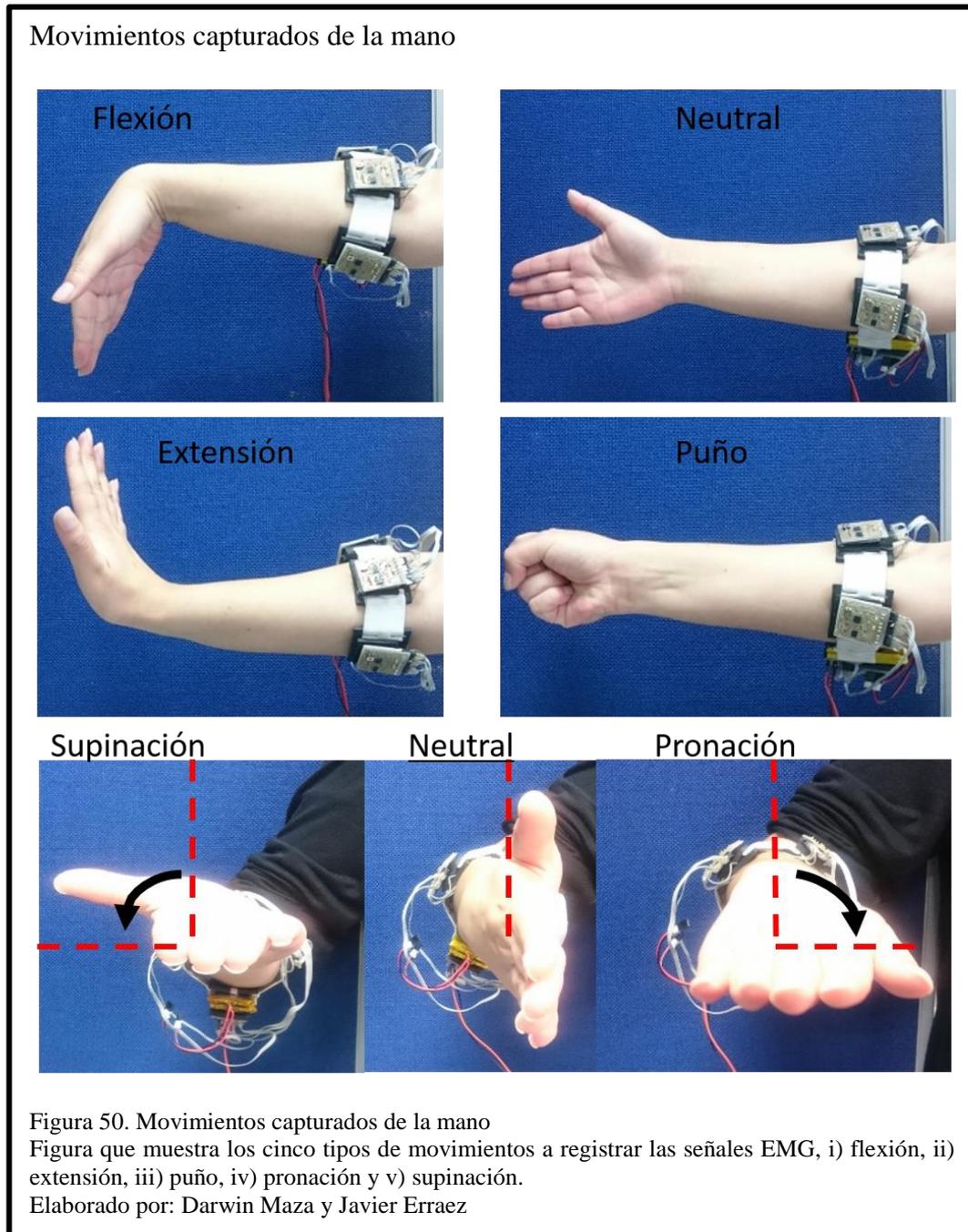


Como se puede observar en la Figura 49 al generar una acción con la mano, los diferentes canales registran la señal y en distintos rangos de valores, que se puede observar gráficamente, ya que dependiendo de la ubicación de cada canal la señal será más fuerte para un grupo muscular, debido a que un grupo es mandatorio con respecto al otro, es decir al generar una acción con la mano, todos los grupos musculares se activan, pero un grupo registra mayor actividad que los otros, por estar mayormente relacionado con dicha acción.

Para el tratamiento de la señal se decidió hacer un promedio de los tres canales para obtener una sola señal por cada movimiento de la mano, existen una infinidad de movimientos que puede ejecutar la mano y por ende el antebrazo, de los cuales se ha tomado cinco movimientos para capturar las señales.

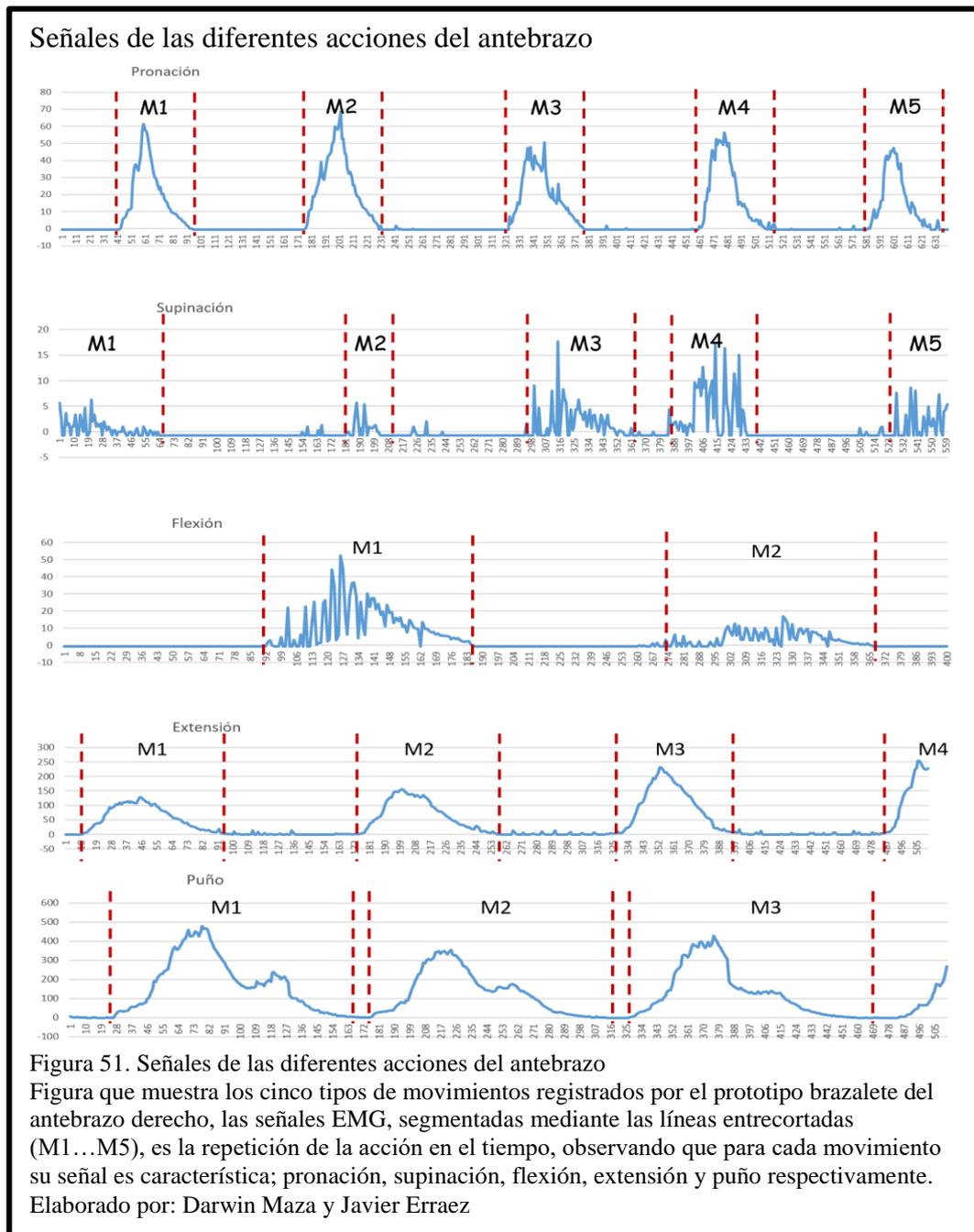
4.2 Movimientos capturados

- **Flexión:** con la mano estirada y la palma de la mano apuntando hacia abajo, se flexiona la mano hacia la persona, como se muestra la Figura 50 flexión.
- **Extensión:** con la mano estirada y la palma de la mano apuntando hacia abajo, se extiende la mano hacia la persona, como se muestra en la Figura 50 extensión.
- **Puño:** con la mano estira, en posición neutral, se cierra la mano formando un puño, como se muestra en la Figura 50 puño.
- **Neutral:** Posición en la cual la mano se encuentra en reposo, sin ninguna tensión y a la espera de realizar una acción.
- **Supinación:** Partiendo de la posición neutral se gira la mano hasta que la palma de la mano quede hacia arriba, como se muestra en la Figura 50 supinación.
- **Pronación:** Del mismo modo, partiendo de la posición neutral, se gira la mano hasta que la palma de la mano quede hacia abajo, en la Figura 50 pronación, se muestra dicho movimiento y dirección del mismo.



4.3 Señales registradas

El promedio de los tres canales permite obtener una señal única (característica), y es de gran ayuda en el análisis porque reduce el tiempo de cálculo y carga de procesos significativamente, a continuación (Figura 51) se muestra las señales características por cada movimiento de la mano.

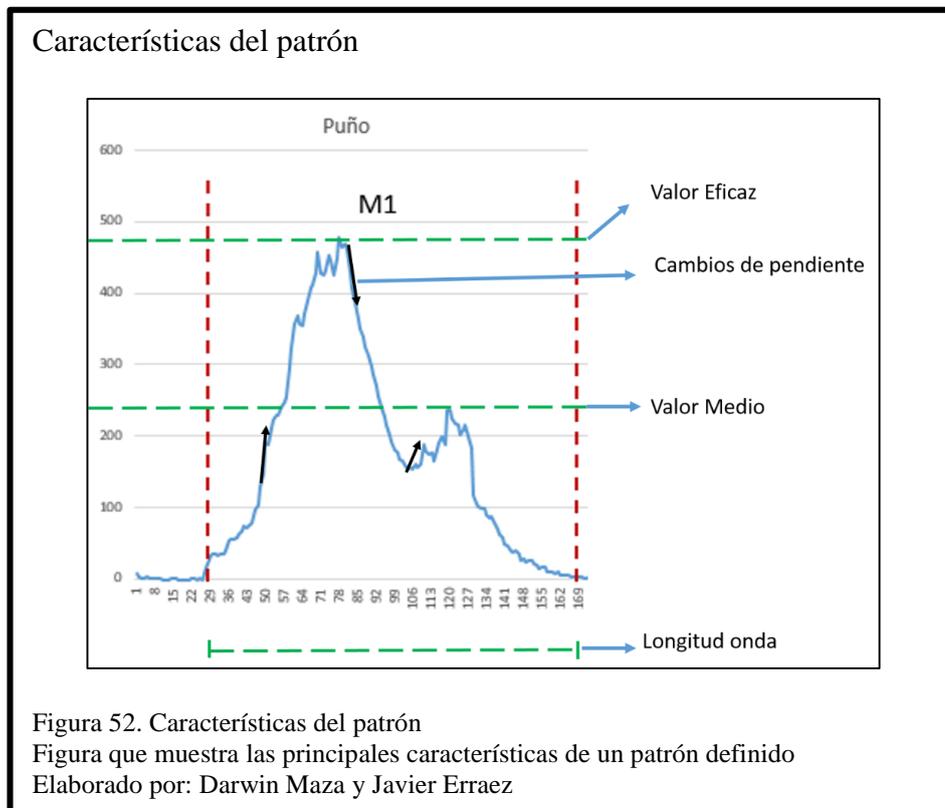


Como se puede observar en la Figura 51, cada movimiento tiene su respectiva señal característica, con su diferente amplitud y valores máximos en cada señal, esto es debido a que cierto grupo muscular realiza más esfuerzo que otro, por lo tanto la actividad de cada potencial de acción es mayor y se refleja en el gráfico antes mencionado, siendo claro que el prototipo captura correctamente las señales. Ya que, de cada diez muestras obtenidas, ocho son leídas con las mismas características,

mientras que las dos muestras restantes varían un poco respecto al resto, dando un porcentaje de reconocimiento de un 85 % de precisión a la hora de capturar la señal.

Para obtener una señal característica o patrón, se procede a realizar una repetición del movimiento y se realiza una segmentación para cada muestra, como se observa en la Figura 50, las líneas entrecortadas separan cada muestra (M1, M2, M3, M4, M5) de cada una de ellas se obtiene sus características principales (valor eficaz, valor medio absoluto, valor medio absoluto diferencia, longitud de forma de onda, cambio de pendiente y cruces por cero), para luego determinar la media, la desviación estándar, la media mínima y la media máxima.

Con las medias (mínima y máxima) obtenidas se establece el rango de valores que determinan la señal característica de ese movimiento es decir el patrón, como se muestra en la Figura 52.



Una vez determinado los valores característicos de cada acción, se procede a enviar dichos valores a una red neuronal, para que esta se entrene y logre determinar que patrón de entre los cinco tipos de movimiento se está realizando.

4.4 Configuración del aplicativo de comunicación y demostración

En la Figura 53 y Figura 54; se muestra el resultado final, una vez configurada la acción de la mano en el App que a su vez asocia un comando que se envía al computador.



4.5 Resultados inesperados

Después de someter el prototipo a varias pruebas surgieron varios resultados inesperados de los cuales se describe a continuación:

- En ciertas ocasiones la Raspberry Pi deja de obtener las bioseñales, se asume que puede ser por saturación del puerto de lectura o a su vez algún componente electrónico, se desconoce a ciencia cierta cuál es la causa.
- Existe variación en el voltaje negativo, que es despreciado, se debería contar con algún convertidor análogo digital que soporte los valores negativos y no omitir ningún valor obtenido.
- Los valores resultantes del procesamiento de la señal en ciertas ocasiones suelen tender a fallar, se asume que la optimización de la red neuronal solventaría este inconveniente.
- Los sensores se saturan cuando se conecta primero en la Raspberry Pi y luego se provee de energía al circuito eléctrico.
- La Raspberry Pi deja de funcionar inexplicablemente, se asume que es por falla del sistema operativo, por la simple razón que al volver a instalarlo queda operativo nuevamente.

CONCLUSIONES

- Gracias a la investigación de la electromiografía se logró detectar las señales bioeléctricas de los grupos musculares del antebrazo.
- Se ha logrado completar la adquisición de la señal EMG por medio de los electrodos de bronce, los cuales permiten una mejor conductividad eléctrica, no son desechables ni molestos, permiten abaratar costos y se pueden encontrar fácilmente.
- Se logró obtener y procesar las señales registradas por el dispositivo mediante la ayuda de la plataforma Raspberry Pi.
- La ubicación de los electrodos es sumamente importante, ya que la distancia entre cada uno no debe ser mayor a 5mm (0.5cm), en pruebas realizadas a mayor distancia los electrodos no captan la señal.
- El electrodo de referencia o de tierra debe ser colocado fuera de los sensores que registran la señal y deben ser en un punto neutral alejado del grupo muscular que se está captando, para el prototipo diseñado el electrodo de referencia ha sido colocado en la línea del codo, dejando apartado cada sensor.
- Entre mayor cantidad de características (Vrms, Valor Medio, Longitud de onda, Valor Medio Absoluto, Cruces por cero y Cambio de Pendientes) que se pueda obtener de una señal, mejor se podrá extraer los patrones característicos de la acción ejecutada por el antebrazo.
- Las señales EMG cambian significativamente entre hombres, mujeres y niños, por diversas razones (peso, edad, fuerza y textura física) que cada uno presenta, incluso varía dependiendo de la cantidad de grasa corporal que tenga la persona a utilizar el prototipo, ya que dicha grasa actúa como filtro paso bajo (retiene bajas frecuencias) y hace más difícil la obtención de las mismas.

- La construcción de una bomba de carga fue de utilidad la cual permite establecer un voltaje constante ($\pm 3.3V$) aun cuando el desgaste de la fuente de alimentación (baterías de litio) sea significativo, manteniendo el voltaje requerido para el correcto funcionamiento del sensor.
- El muestreo de las señales debe ser numeroso si se desea obtener un patrón primario de las señales EMG que se ajuste a diferentes personas.
- El aplicativo realizado en un teléfono inteligente con sistema operativo Android permite una fácil comunicación y configuración entre el prototipo y los comandos asociados a las acciones del antebrazo, que posteriormente se enviaran al computador de forma inalámbrica; logrando así tener sin necesidad de entrar al código fuente la parametrización de las diferentes acciones.
- La interfaz creada ha sido probada con varias personas entre mujeres y hombres teniendo un reconocimiento variable, el cual no se puede considerar como cuantitativo, ya que, se debería contar con un muestreo amplio para optar por agregar un porcentaje de eficiencia o aceptabilidad al dispositivo creado.

TRABAJOS FUTUROS

- Para continuar el desarrollo del prototipo se recomienda solventar los resultados inesperados, para obtener un prototipo más estable.
 - Se debe revisar la versión del sistema operativo y su correcta configuración para el funcionamiento adecuado de la Raspberry Pi.
 - Analizar el esquema eléctrico de los circuitos diseñados, para una rectificación u optimización de los mismos en caso de ser necesario.
 - Se recomienda tomar mayor número de muestras de las diferentes acciones del antebrazo para un mejor entrenamiento de la red neuronal y un reconocimiento óptimo de patrones.
- Crear una interfaz 3D interactiva que sea controlada por el prototipo siendo complementada con elementos electrónicos como acelerómetro y giroscopio.
- Realizar pruebas del sensor con diferentes tipos de electrodos superficiales reemplazando por unos de mayor conductividad eléctrica (oro, plata) para lograr mejorar la calidad de lectura de las señales EMG.
- Reemplazar los comandos del mouse o teclado por las del dispositivo en el sistema operativo de un computador, modificando las funciones que se desea controlar con una acción del antebrazo.
- Extracción de patrones característicos señales EMG utilizando técnicas de análisis la frecuencia.
- Compactar más el prototipo cambiando las dos baterías por una sola mediante la técnica electrónica de tierra virtual.
- Incluir en el prototipo el procesador ARM, para desvincular la plataforma Raspberry Pi y aprovechar todo su potencial en el tratamiento de las señales obtenidas.

- Realizar pruebas con personas que carezcan de manos para capturar los patrones característicos registrados en el antebrazo al realizar una acción (puño, extensión, flexión).
- Desarrollar un sistema informático que permita la administración, almacenamiento y control de las señales, patrones capturados con el dispositivo.

REFERENCIAS

- Unglaub Silverthorn, D. (2009). *Fisiología Humana. Un enfoque integrado 4a edición*. Buenos Aires: Panamericana.
- Alcalde, P. S. (2010). *Electrónica General 2Ed*. España: Ediciones Paraninfo.
- Analog, D. (20 de 12 de 2015). Datasheet Precision Instrumentation Amplifier AD8221.
- Analog, D. (01 de 10 de 2015). Instrumentation Amplifier AD620.
- Anapol, F., German, R. Z., & Jablonski, N. G. (2004). *Shaping Primate Evolution Form, Function, and Behavior*. New York: Cambridge.
- Anil, K., Duin, R., & Jianchang, M. (2000). Statistical Pattern Recognition: A Review. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence Vol.22*, 34.
- Arduino. (2005). <http://www.arduino.cc/es/>. Recuperado el 27 de 01 de 2014, de <http://arduino.cc/>
- Autores, V. (1988). *Introducción a la bioingeniería*. Barcelona: MARCOMBO S.A.
- Banzi, M. (2009). *Getting Started with Arduino*. U.S.A.: O'Reilly.
- Bustamante Zuleta, E. (2007). *El sistema nervioso desde las neuronas hasta el cerebro humano*. Colombia: Universidad de Antioquia.
- Chou, J. J., & Zhou, H. (2016). *Bioinformatics and Biomedical Engineering*. London: Francis Group.
- Cifuentes González, I. A. (2010). *Construcción de un sistema para la detección de señales electromiográficas*. Mérida, Yucatán.
- Coughlin, R. F., & Driscoll, F. F. (1993). *Amplificadores Operacionales y Circuitos Integrados Lineales 4Ed*. México: Prentice-Hall Hispanoamericana S.A.
- Criswell, E. (2011). *Cram's Introduction to Surface Electromyography 2Ed*. Jones and Bartlett Publishers.

- Device, A. (26 de 07 de 2015). *www.analog.com*. Obtenido de *www.analog.com*:
<http://www.analog.com/en/products/amplifiers/instrumentation-amplifiers/ad8221.html#product-overview>
- Ferguson, S., & Dunlop, G. (2002). Grasp Recognition From Myoelectric Signals. *Proc. 2002 Australasian Conference on Robotics and Automation* , (pág. 5). Auckland.
- Flórez López, R., & Fernández Fernández, J. M. (2008). *Las redes Neuronales Artificiales. Fundamentos teóricos y aplicaciones prácticas*. España: NetBiblo, S.L.
- Florimond, V. (2010). *Basics of Surface Electromyography Applied to Physical Rehabilitation and Biomechanics*. Montreal: Thought Technology Ltd.
 Recuperado el 29 de 07 de 2014, de
<http://thoughttechnology.com/index.php/documentation>
- Florimond, V. (s.f.). *Thought Technology*. Recuperado el 29 de 07 de 2014, de
<http://thoughttechnology.com/index.php/documentation>
- Freire, F., Ramírez, W., & Vallejo, H. (2012). *Sistema de entrenamiento virtual para medicina*. Recuperado el 08 de 01 de 2014, de
<http://repositorio.cedia.org.ec/handle/123456789/289>
- Gowitzke, B. A., & Milner, M. (1999). *El cuerpo y sus movimientos bases científicas*. España: Paidotribo.
- Gras, A. J. (2001). *Diseños de series temporales: técnicas de análisis*. Barcelona: Ediciones de la Universitat de Barcelona.
- Graupe, D. (Julio 1989). EMG Pattern Analysis for Patient - Responsive Control of FES in Paraplegics for Walker-Supported. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol 36, N°7 , 9.

- Hacks, C. (10 de 03 de 2015). *www.cooking-hacks.com*. Obtenido de *www.cooking-hacks.com*: <http://www.cooking-hacks.com/documentation/tutorials/raspberry-pi-to-arduino-shields-connection-bridge>
- IFMBE. (2007). *IV Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica CLAIB 2007*. Springer.
- Iglesias Gal, B., López Gallardo, M., Martín Velasco, A. I., & Prieto Montalvo, J. (2007). *Bases de la Fisiología 2Ed*. Madrid-España: Tébar.
- Inaquiza, B., & Jácome, K. (2013). *Desarrollo de una aplicación para la interacción entre un guante electrónico e imágenes en 3D del cuerpo humano y un clúster a través de la red avanzada para el proyecto Sistema de entrenamiento virtual para medicina*. Quito.
- Jarmey, C. (2003). *Atlas conciso de los músculos*. Badalona España: Paidotribo.
- Jurado Bueno, A., & Medina Porqueres, I. (2008). *TENDÓN Valoración y tratamiento en fisioterapia*. Badalona, España: Paidotribo.
- Kapandji, A. I. (2006). *Fisiología Articular 6 Ed*. España: Médica Panamericana.
- Kittler, J. (2002). *Seminario Reconocimiento de Patronos*.
- Kurniawan, A. (2015). *Raspberry Pi LED Blueprints*. Birmingham: Packt Publishing Ltd.
- López Chicharro, J., & Fernández Vaquero, A. (2006). *Fisiología del Ejercicio*. Madrid: Panamericana.
- López Chicharro, J., & Fernández Vaquero, A. (2006). *Fisiología del Ejercicio 3ª Edición*. Buenos Aires: Médica Panamericana.
- López Chicharro, J., & Fernández Vaquero, A. (2008). *Fisiología del Ejercicio*. Buenos Aires: Panamericana.

- Massó, N., Rey, F., Romero, D., Gual, G., Costa, L., & Germán, A. (2010). Aplicaciones de la electromiografía de superficie en el deporte. *Apunts Medicina de L'Esport*, 127-136.
- Maza, D., & Erraez, J. (2016). Quito: UPS.
- Merletti, R., & Parker, P. (2004). *Electromyography Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*. United States of America: n/a.
- Miralles Marrero, R. C., & Miralles Rull, I. (2007). *Biomecánica clínica de las patologías del aparato locomotor*. Barcelona: MASSON, S.A.
- Monk, S. (2012). *30 Proyectos con Arduino*. Madrid: ESTRIBOR. S.L.
- Monk, S. (2014). *Raspberry Pi Cookbook*. USA: O'Reilly.
- Moore, K. L., & Agur, A. (2003). *Fundamentos de Anatomía con orientación clínica 2Ed.* Buenos Aires: Médica Panamericana.
- Murillo, P. (29 de 11 de 2012). *ArduTEKA*. Recuperado el 06 de 08 de 2014, de ArduTEKA: <http://www.arduteka.com/2012/11/shield-arduino-para-raspberry-pi/>
- NASA. (29 de Marzo de 2008). <http://www.nasa.gov>. Obtenido de http://www.nasa.gov/centers/ames/research/technology-onepagers/human_senses.html
- Niel-Asher, S. (2008). *Libro Conciso de los puntos gatillo*. España: Paidotribo.
- Pallás, R. (1993). *Adquisición y distribución de señales*. Barcelona: MARCOMBO S.A.
- Payton, C. J., & Bartlett, R. M. (2008). *Biomechanical Evaluation of Movement in Sport and Exercise*. New York: Routledge.

- Pérula de Torres, L. (s.f.). *doctutor*. Recuperado el 04 de 01 de 2016, de doctutor:
<http://www.doctutor.es/2011/12/02/ideas-y-reflexiones-en-educacion-medica-diciembre-2011/>
- Phinyomark, A., Limsakul, C., & Phukpattaranont, P. (2011). Application of Wavelet Analysis in EMG Feature Extraction for Pattern Classification. *Measurement Science Review*.
- Pillajo , M. F., & Robayo, S. B. (2012). *Desarrollo de un “guante electrónico de datos” con sensores inerciales, herramientas open source y comunicación inalámbrica, que interactúe con imágenes del cuerpo humano en 3D para el proyecto “Sistema de entrenamiento virtual para medicina”*. Quito.
- Python, S. F. (06 de 09 de 2015). *www.python.org*. Obtenido de *www.python.org*:
www.python.org
- Richardson, M., & Wallace, S. (2013). *Getting Started with Raspberry Pi*. USA: O'Reilly.
- Romo, H. A., Realpe, J. C., & Jojoa, P. E. (2007). *Análisis de Señales EMG Superficiales y su Aplicación en Control de Prótesis de Mano*. Medellín: Revista Avances en Sistemas e Informática Vol. 4 No. 1.
- Rothstein, J. M., Roy, S. H., & Wolf, S. L. (2005). *Manual del especialista en rehabilitación*. Badalona-España: Paidotribo.
- San Miguel, P. (2009). *Electrónica*. Madrid España: Ediciones Paraninfo SA.
- Schmidt, M. (2012). *Raspberry Pi A Quick-Start Guide*. USA: The Pragmatic Programmers.
- Silverthorn, D. (2007). *Fisiología Humana 4Ed*. Madrid-España: Médica Panamericana S.A.

- Sjogelid, S. (2013). *Raspberry Pi for Secret Agents* . Birmingham: Packt Publishing Ltd.
- Smith, S. (1996). *Anatomía perspectiva y composicion para el artista*. España: QED Publishing.
- Sparkfun. (18 de 03 de 2014). <https://www.sparkfun.com>. Obtenido de <https://www.sparkfun.com>: <https://www.sparkfun.com/products/13027>
- Tan, D., Saponas, S., Morris, D., & Turner, J. (2009). *United States Patente n° 20090326406*.
- Tortora, G. J., & Derrickson, B. (2006). *Principios de Anatomía y Fisiología 11Ed.* Medica Panamericana.
- Viñuela Isasi, P. (2004). *REDES NEURONALES ARTIFICIALES Un enfoque práctico*. Madrid: PEARSON PRENTICE HALL.
- Weineck, J. (2004). *La anatomía deportiva 4ed*. España: Paidotribo.
- Zeeshan, K., Zhen, X., & Menon, C. (26 de Agosto de 2010). *Surface EMG pattern recognition for real-time control of a wrist exoskeleton*. Obtenido de <http://www.biomedical-engineering-online.com/content/9/1/41>
- Zuloaga, A., & Astarloa, A. (2008). *Sistema de Procesamiento Digital*. Madrid: Delta Publicaciones.