



**DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA**

**CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA,  
AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL**

**PROYECTO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE  
INGENIERA ELECTRÓNICA**

**TEMA: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE  
ELECTROMIOGRAFÍA COMPUTARIZADA**

**AUTOR: JARAMILLO FLORES CRISTINA SOLANGE**

**DIRECTOR: ING. FLAVIO PINEDA LÓPEZ, MSc.**

**SANGOLQUÍ, AGOSTO 2015**

**UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS - ESPE****INGENIERÍA ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL****CERTIFICADO**

Ing. Flavio Pineda López, MSc.

Director

**CERTIFICA**

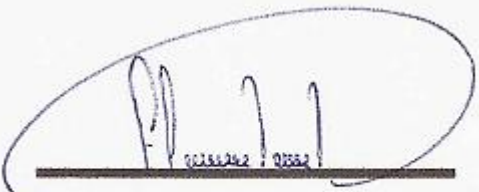
Que el trabajo titulado “Diseño e implementación de un sistema de electromiografía computarizada”, realizado por Cristina Solange Jaramillo Flores, ha sido guiado y revisado periódicamente y cumple normas estatutarias establecidas por la ESPE, en el Reglamento de Estudiantes de la Universidad de las Fuerzas Armadas - ESPE.

Debido a que se trata de un trabajo de investigación recomiendan su publicación.

El mencionado trabajo consta de un documento empastado y un disco compacto el cual contiene los archivos en formato portátil de Acrobat (pdf).

Autoriza a Cristina Solange Jaramillo Flores que lo entregue a la Unidad de Gestión de Postgrados.

Sangolquí, Agosto de 2015



Ing. Flavio Pineda López

DIRECTOR

**UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS - ESPE**

**INGENIERÍA ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL**

**DECLARACIÓN DE RESPONSABILIDAD**

**CRISTINA SOLANGE JARAMILLO FLORES**

**DECLARO QUE:**

El proyecto de grado denominado “Diseño e implementación de un sistema de electromiografía computarizada”, ha sido desarrollado con base a una investigación exhaustiva, respetando derechos intelectuales de terceros, conforme las citas que constan al pie de las páginas correspondientes, cuyas fuentes se incorporan en la bibliografía.

Consecuentemente este trabajo es de mi autoría.

En virtud de esta declaración, me responsabilizo del contenido, veracidad y alcance científico del proyecto de grado en mención.

Sangolquí, Agosto de 2015



Cristina Solange Jaramillo Flores

C.I.: 172248202-1

**UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS - ESPE**

**INGENIERÍA ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL**

**AUTORIZACIÓN**

Yo, Cristina Solange Jaramillo Flores

Autorizo a la Escuela Politécnica del Ejército la publicación, en la biblioteca virtual de la Institución del trabajo “Diseño e implementación de un sistema de electromiografía computarizada”, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi exclusiva responsabilidad y autoría.

Sangolquí, Agosto de 2015



---

Cristina Solange Jaramillo Flores

172248202-1

## **DEDICATORIA**

A mi padre Cristóbal, mi madre Irma,  
mi hermano Luis, mi tía Gladys y  
mi prima Laura, quienes a pesar  
de las dificultades siempre  
me supieron apoyar.

## **AGRADECIMIENTO**

A Dios, quien ha sido mi pilar y fortaleza para no darme por vencida y levantarme después de cada tropiezo, quien siempre me ha acompañado y bendecido por este camino que he emprendido.

A mi familia, quienes han sido un ejemplo a seguir y me han enseñado que la constancia y el trabajo me pueden llevar muy lejos, que me han mostrado que puedo llegar tan alto como me lo proponga y que el esfuerzo y sacrificio valen la pena.

A mis amigos que me han brindado su apoyo y ayuda durante esta etapa que está por terminar y a mis profesores que siempre supieron dar lo mejor de sí en cada clase y por los conocimientos impartidos, que estoy segura me servirán en mi vida profesional.

## ÍNDICE DE CONTENIDOS

CERTIFICADO .....	ii
DECLARACIÓN DE RESPONSABILIDAD.....	iii
AUTORIZACIÓN.....	iv
DEDICATORIA .....	v
AGRADECIMIENTO .....	vi
ÍNDICE DE CONTENIDOS.....	vii
ÍNDICE DE TABLAS.....	xi
ÍNDICE DE FIGURAS.....	xii
RESUMEN.....	xvi
ABSTRACT .....	xvii
GLOSARIO.....	xviii
CAPÍTULO 1.....	1
<b>PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN.....</b>	<b>1</b>
1.1 ANTECEDENTES.....	1
1.2 JUSTIFICACIÓN E IMPORTANCIA .....	2
1.3 ALCANCE DEL PROYECTO .....	4
1.4 OBJETIVOS.....	5
CAPÍTULO 2.....	6
<b>MARCO TEÓRICO.....</b>	<b>6</b>
2.1 CONCEPTOS GENERALES.....	6

2.1.1	Ingeniería Biomédica .....	6
2.1.2	Instrumentación Biomédica .....	7
2.1.3	El sistema Hombre – Instrumento .....	11
2.2	SEÑALES BIOELÉCTRICAS .....	16
2.2.1	Generación de los potenciales bioeléctricos.....	17
2.3	ELECTRODOS BIOPOTENCIALES.....	21
2.4.1	Electrodos biopotenciales de superficie .....	22
2.4.2	Electrodos biopotenciales de aguja.....	25
2.4	FUNDAMENTOS DE LA ELECTROMIOGRAFÍA.....	26
2.3.1	Características de los potenciales de un EMG .....	27
2.3.2	Métodos de medición del EMG .....	28
2.3.3	Ubicación de los electrodos .....	30
2.5	FUNDAMENTOS ELECTRÓNICOS.....	32
2.5.1	Amplificador Operacional .....	32
2.5.2	Amplificador de instrumentación .....	38
2.6	EL ELECTROMIÓGRAFO .....	40
2.6.1	Etapa de pre amplificación .....	40
2.6.2	Etapa de filtrado.....	41
2.6.3	Conversión análoga / digital .....	43
2.7	TARJETA STM32F4DISCOVERY.....	44
2.7.1	Características .....	44
2.7.2	Hardware y disposición .....	45
CAPÍTULO 3.....		47
<b>DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL HARDWARE DEL PROTOTIPO.....</b>		<b>47</b>
3.1	DESCRIPCIÓN DEL PROTITPO .....	47
3.2	DETERMINACIÓN DE LOS REQUISITOS .....	48



3.3	DIAGRAMA DE BLOQUES DEL PROTOTIPO .....	49
3.3.1	Sensores bioeléctricos .....	49
3.3.2	Etapa de acondicionamiento de la señal .....	50
3.3.3	Etapa de adquisición de la señal.....	50
3.3.4	Etapa de comunicación con el computador.....	51
3.4	DISEÑO DEL PROTOTIPO POR ETAPAS .....	51
3.4.1	Etapa de sensores bioeléctricos.....	51
3.4.2.	Etapa de Acondicionamiento de la señal.....	53
3.4.3	Etapa de Adquisición de datos (STM4 DISCOVERY) .....	62
3.4.4	Etapa de Comunicación .....	63
3.5	ESQUEMA GENERAL DEL PROTOTIPO.....	65
3.6	IMPLEMENTACIÓN DEL PROTOTIPO .....	66
CAPÍTULO 4.....		70
<b>DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL SOFTWARE DEL PROTOTIPO .....</b>		<b>70</b>
4.1	DESCRIPCIÓN DEL SOFTWARE DEL PROTOTIPO.....	70
4.2	DETERMINACIÓN DE LOS REQUISITOS DE SOFTWARE.....	71
4.3	DIAGRAMA DE BLOQUES DEL SOFTWARE DEL PROTOTIPO.....	71
4.3.1	Adquisición de la señal .....	72
4.3.2	Etapa de filtrado.....	72
4.3.3	Etapa de comunicación.....	72
4.3.4	Recepción de la señal.....	73
4.3.5	Visualización .....	73
4.4	DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL SOFTWARE PARA LA TARJETA DE ADQUISICIÓN .....	73
4.4.1	Adquisición de la señal .....	74
4.4.2	Etapa de filtrado.....	75

4.4.3	Etapa de comunicación .....	76
4.5	DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL SOFTWARE PARA LA RECEPCIÓN DE SEÑALES EN EL COMPUTADOR .....	78
4.5.1	Etapa de recepción de la señal .....	80
4.5.2	Etapa de visualización .....	82
CAPÍTULO 5.....		84
<b>PRUEBAS Y RESULTADOS .....</b>		<b>84</b>
5.1	PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO DEL PROTOTIPO .....	84
5.1.1	Pruebas de conectividad del prototipo.....	84
5.1.2	Pruebas de funcionamiento del hardware .....	86
5.1.3	Prueba de la duración de las baterías del prototipo.....	87
5.1.4	Pruebas integrales del prototipo.....	88
5.1.5	Pruebas de variabilidad de la señal entre pacientes.....	93
5.2	RESULTADOS.....	97
CAPÍTULO 6.....		99
<b>CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....</b>		<b>99</b>
6.1	CONCLUSIONES .....	99
6.2	RECOMENDACIONES .....	100
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....		102
ANEXO A .....		106
ANEXO B .....		107
ANEXO C .....		108
ANEXO C .....		109

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Fuentes de señales bioeléctricas .....	21
Tabla 2 Requisitos de los electrodos .....	52
Tabla 3 Comparación entre electrodos comerciales .....	52
Tabla 4 Requisitos de la etapa de alimentación .....	55
Tabla 5 Requisitos de la etapa de pre amplificación .....	56
Tabla 6 Tabla comparativa de amplificadores de instrumentación .....	57
Tabla 7 Requisitos de la etapa de integración .....	60
Tabla 8 Requisitos de la etapa de amplificación .....	61
Tabla 9 Tabla comparativa entre los módulos Bluetooth HC-05 y HC-06.....	64
Tabla 10 Características generales del prototipo. ....	68
Tabla 11 Requisitos de la etapa de muestreo y comunicación.....	74
Tabla 12 Requisitos de la etapa de filtrado .....	75
Tabla 13 Características del primer filtro.....	76
Tabla 14 Características del segundo filtro. ....	76
Tabla 15 Valores medidos en el prototipo en las pruebas experimentales.....	87
Tabla 16 Parámetros del sistema para la frecuencia de muestreo de 1000Hz.....	89
Tabla 17 Parámetros del sistema para la frecuencia de muestreo de 1250Hz.....	90
Tabla 18 Parámetros del sistema para la frecuencia de muestreo de 2000Hz.....	91
Tabla 19. Tabla descriptiva de los pacientes 1 y 2.....	93
Tabla 20. Tabla de comparación entre señales de los pacientes 1 y 2. ....	97

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Aplicaciones de la Ingeniería Biomédica.....	7
Figura 2. Margen de medida de un instrumento de medida. ....	9
Figura 3. Sensibilidad y linealidad de un instrumento de medición. ....	10
Figura 4. Histéresis de un instrumento de medición.....	10
Figura 5. Diagrama de bloques del Sistema Hombre-Instrumento. ....	14
Figura 6. Células especiales.....	16
Figura 7. Célula polarizada con su potencial en reposo.....	18
Figura 8. Célula despolarizada durante un potencial de acción.....	19
Figura 9. Despolarización de una célula.....	19
Figura 10. Forma de onda del potencial de acción.....	20
Figura 11. Tipos de electrodos de superficie: a) electrodos de placa de metal, b) electrodo de copa para EEG, c) electrodo de succión para ECG, d) electrodo hueco.....	24
Figura 12. Impedancia del contacto entre el electrodo y la piel en el tiempo para cuatro tipos de electrodos.....	24
Figura 13. Tipos de electrodos aguja. A) Electrodo de fibra simple, B) electrodo de aguja concéntrica, C) electrodo mono polar, D) macro electrodo. ....	25
Figura 14. Diagrama de unidad motriz (UM).....	27
Figura 15. Espectro de frecuencias de varias señales EMG. ....	28
Figura 16. Forma de onda de electromiografía invasiva.....	29
Figura 17. Forma de onda SEMG.....	30
Figura 18. Ubicación de los electrodos superficiales de manera longitudinal.....	31
Figura 19. Ubicación de los electrodos superficiales de manera transversal.....	31
Figura 20. Símbolo eléctrico y terminales de un amplificador operacional. ....	32

Figura 21. Curva del amplificador operacional: a) ideal, b) real.....	33
Figura 22. Aplicaciones de los amplificadores operacionales .....	34
Figura 23. Diagrama de la configuración no inversora. ....	34
Figura 24. Diagrama de la configuración inversora. ....	35
Figura 25. Diagrama del seguidor de voltaje.....	35
Figura 26. Diagrama del amplificador sumador.....	36
Figura 27. Diagrama del amplificador diferencial. ....	36
Figura 28. Diagrama del amplificador integrador.....	37
Figura 29. Diagrama del amplificador derivador.....	37
Figura 30. Diagrama y salida de un comparador sin histéresis. ....	38
Figura 31. Diagrama de un amplificador de instrumentación. ....	39
Figura 32. Amplificación de la señal EMG.....	41
Figura 33. Efectos de un filtro pasa banda aplicado a un potencial de una UM. ....	42
Figura 34. Diagrama de bloques de la Tarjeta STM32F4DISCOVERY. ....	45
Figura 35. Disposición de la Tarjeta STM32F4DISCOVERY.....	46
Figura 36. Diagrama de bloques del Electromiógrafo implementado. ....	49
Figura 37. Electrodo de superficie de Ag/AgCl utilizados en el prototipo.....	53
Figura 38. Diagrama de bloque de la etapa de acondicionamiento de la señal. ....	54
Figura 39. Ganancia total de la etapa de adquisición.....	54
Figura 40. Diagrama del circuito de alimentación de la tarjeta STM32F4 Discovery.....	56
Figura 41. Configuración interna del INA 129. ....	57
Figura 42. Circuito de retroalimentación para disminuir corrientes de fuga en el ECG.....	59
Figura 43. Diagrama del circuito de retroalimentación para disminuir corrientes de fuga para el prototipo de Electromiógrafo. ....	59

Figura 44. Diagrama del circuito integrador. ....	61
Figura 45. Diagrama del circuito del amplificador operacional en configuración no inversora. ....	62
Figura 46. Diagrama implementado en la etapa de adquisición de datos. ....	63
Figura 47. . Diagrama implementado en la etapa de comunicación. ....	64
Figura 48. Diagrama general del prototipo. ....	65
Figura 49. Implementación del diseño del prototipo en un protoboard. ....	66
Figura 50. Diagrama de la placa del prototipo en Proteus. ....	67
Figura 51. Diagrama de la placa en tercera dimensión. ....	67
Figura 52. Gráfica de las pistas del prototipo pegadas en la baquelita. ....	67
Figura 53. Placa del prototipo implementado. ....	68
Figura 54. Prototipo finalizado vista frontal. ....	69
Figura 55. Prototipo finalizado vista lateral. ....	69
Figura 56. Diagrama de bloques del software del prototipo. ....	72
Figura 57. Programa para la Adquisición de la señal de SEMG. ....	74
Figura 58. Filtros en cascada. ....	76
Figura 59. Programa para la comunicación entre la tarjeta y el computador. ....	77
Figura 60. Empaquetamiento de la señal enviada por la tarjeta. ....	77
Figura 61. Programa implementado en la tarjeta STM32F4 Discovery. ....	78
Figura 62. Diagrama general de la etapa de comunicación tarjeta-computador. ....	79
Figura 63. Etapa de comunicación. ....	80
Figura 64. Comparación de los datos de entrada con el tamaño y la cabecera deseados. ....	81
Figura 65. Conversión de los datos tipo string a decimal. ....	82
Figura 66. Interfaz de presentación de la señal SEMG al usuario. ....	83
Figura 67. Escenario 1 de pruebas para la conectividad del prototipo. ....	84

Figura 68. Pruebas de comunicación mediante Bluetooth de la tarjeta con el computador.....	85
Figura 69. Escenario 2 de pruebas para la conectividad del prototipo. ....	85
Figura 70. Señal adquirida por el hardware del prototipo. ....	86
Figura 71 Escenario de pruebas de funcionamiento del hardware del prototipo. ....	86
Figura 72. Escenario de pruebas para la duración de las baterías del prototipo. ....	87
Figura 73. Escenario de pruebas para la duración de las baterías del prototipo. ....	88
Figura 74. Señal obtenida con una frecuencia de muestreo de 1000Hz, (arriba) filtros implementados mediante FDATool; (abajo) filtros implementados mediante bloque de filtro digital Butterworth. ....	89
Figura 75. Señal obtenida con una frecuencia de muestreo de 1250Hz, (arriba) filtros implementados mediante FDATool; (abajo) filtros implementados mediante bloque de filtro digital Butterworth. ....	90
Figura 76. Señal obtenida con una frecuencia de muestreo de 2000Hz, (arriba) filtros implementados mediante FDATool; (abajo) filtros implementados mediante bloque de filtro digital Butterworth. ....	91
Figura 77. Escenario de pruebas para la variabilidad de la señal entre pacientes ..	93
Figura 78. Estudio SEMG realizado en un paciente 1.....	94
Figura 79. Señal SEMG obtenida de un paciente 1 en LabView.....	94
Figura 80. Señal SEMG obtenida de un paciente 1 en Excel.....	95
Figura 81. Estudio SEMG realizado en un paciente 2.....	95
Figura 82. Señal SEMG obtenida de un paciente 2 en LabView.....	96
Figura 83. Señal SEMG obtenida de un paciente 2 en Excel.....	96
Figura 84. Diagrama de barras para la comparación de las señales de los pacientes 1 y 2. ....	97

## **RESUMEN**

La electromiografía juega un papel esencial para la evaluación de pacientes que sufren de trastornos musculares, lo que permite determinar la existencia de problemas en el sistema nervioso. El objetivo principal de la electromiografía es el de localizar las posibles lesiones musculares a partir del análisis de las señales obtenidas por el electromiógrafo, de manera que sea posible tratar dichos trastornos. Además, por medio de la electromiografía es posible realizar estudios acerca del funcionamiento de los músculos de manera que sea posible la construcción de prótesis mejoradas, al igual que permite aprender más acerca del control de las mismas. En el presente proyecto se presenta el diseño y la implementación de un prototipo de Electromiógrafo. El prototipo adquiere las señales provenientes de los músculos tríceps y bíceps y las transmite al computador por medio de comunicación serial Bluetooth. Se investigó el estado del arte de trabajos relacionados con el tema propuesto y se los utilizó como base. Una vez realizado el diseño, se procedió a la implementación del prototipo, empezando por la selección de los electrodos y los elementos electrónicos que más se acoplen a las necesidades del mismo. Además, se elaboró la interfaz gráfica para el computador utilizando el software de LabView. La interfaz permite visualizar la señal adquirida por el prototipo en tiempo real.

### **PALABRAS CLAVES:**

- **ELECTROMIOGRAFÍA**
- **ELECTROMIÓGRAFO**
- **TARJETA STM32 F4 DISCOVERY**
- **SIMULINK**
- **LABVIEW**



## **ABSTRACT**

In many ways, Electromyography plays an essential role in evaluating and diagnosing patients suffering from a wide variety of muscular disorders, which helps determine if there are any problems concerning the function of the nervous system. The main objective of Electromyography is to locate possible muscular injuries based on the analysis of the bioelectric signals emitted by the muscles and obtained with the electromyograph. In addition, through Electromyography it is possible understand the many ways muscles work with the purpose of building improved prosthesis to replace lost limbs. In the current project, a design and implementation of a prototype of electromyography acquiring system. This prototype acquires the signals generated by skeletal muscles and transmits it to the computer using a Bluetooth module attached to it. In order to start with the project, an extensive research on related works was made. Then we proceeded with the design of the device and its implementation, for which we considered the selection of the appropriate electrodes and electronic elements that met our requirements. Finally, an interface for the computer was made using LabView, this interface permits the user to visualize the acquired signal in real time.

### **KEY WORDS:**

- **ELECTROMYOGRAPH**
- **ELECTROMYOGRAPHY PROTOTIPE**
- **TARJETA STM32 F4 DISCOVERY**
- **SIMULINK**
- **LABVIEW**

## GLOSARIO

- **Transductores bioeléctricos:** es un tipo de transductores que ofrecen a su salida una señal eléctrica en respuesta a una señal de entrada originada por un ser vivo.
- **Señales bioeléctricas:** son potenciales iónicos producidos por la actividad electroquímica de células excitables presentes en el sistema cardíaco, nervioso y muscular.
- **Electromiografía:** es una técnica para la evaluación y registro de la actividad eléctrica producida por los músculos esqueléticos.
- **Electromiograma (EMG):** es el registro de la actividad eléctrica generada por los músculos esqueléticos y sus nervios.
- **Electromiógrafo:** equipo electro médico para la realización de estudios de potenciales generados por los músculos esqueléticos.
- **Músculos esqueléticos:** son los principales músculos del cuerpo humano, que constituyen una gran parte de la masa muscular. El sistema nervioso central controla los músculos esqueléticos. Gracias a los músculos esqueléticos el cuerpo se mantiene en posición, las articulaciones son estables, se realizan los movimientos y se produce energía a través de contracciones de intensidad variable.
- **Unidad motora (UM):** es el conjunto formado por la célula nerviosa motriz en la espina dorsal, su axón y las fibras musculares.
- **PAUM:** es el potencial complejo que originan las fibras de una UM.
- **Amplificadores de instrumentación:** El amplificador de instrumentación es un amplificador diferencial tensión-tensión cuya ganancia puede establecerse de forma muy precisa y que ha sido optimizado para que opere de acuerdo a su propia especificación aún en un entorno hostil. Es un elemento esencial de los sistemas de medida.

- **Tarjeta STM32 F4 Discovery:** es un kit de bajo costo y fácil de usar que permite trabajar con un microcontrolador STM32F4 de alto desempeño. En el presente trabajo se la utiliza como tarjeta de adquisición de datos.
- **LabView:** es una plataforma de programación gráfica que permite escalar desde el diseño hasta pruebas ya sea en sistemas grandes o pequeños.
- **Matlab:** es un lenguaje de alto nivel y de entorno interactivo utilizado por millones en todo el mundo. Permite explorar y visualizar ideas, así como colaborar interdisciplinariamente en procesamiento de señales e imagen, comunicaciones, sistemas de control y finanzas computacionales.
- **Simulink:** es un entorno de diagramas de bloque para la simulación multidominio y el diseño basado en modelos. Admite el diseño y la simulación a nivel de sistema, la generación automática de código y la prueba y verificación continuas de los sistemas embebidos.

# **CAPÍTULO 1**

## **PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN**

### **1.1 ANTECEDENTES**

Los músculos esqueléticos del cuerpo humano generan pulsos eléctricos al momento en que se contraen, para detectar dichas señales se hace uso de un dispositivo denominado Electromiógrafo o EMG. Las señales detectadas por el electromiógrafo pueden ser usadas para varias aplicaciones médicas como por ejemplo: las señales registradas por el EMG se usan para diagnosticar problemas en el funcionamiento de los músculos, así como en terapias de rehabilitación muscular. Además los pulsos registrados sirven para realizar avances en la ingeniería médica para el diseño y control de prótesis para personas que carecen de extremidades.

Dentro de la materia de Instrumentación Biomédica, que se toma como materia optativa en la carrera de Ingeniería Electrónica, Automatización y Control, se realiza el estudio y análisis de las señales eléctricas generadas por las células musculares. En el laboratorio se cuenta con electrocardiógrafos disponibles para realizar prácticas de laboratorio, sin embargo no se cuenta con un electromiógrafo que permita a los estudiantes realizar mediciones y analizar las señales bioeléctricas generadas por los músculos esqueléticos, como son bíceps, tríceps, entre otros, con la finalidad de afianzar los conocimientos teóricos adquiridos en clases.

Considerando la necesidad de adquirir un electromiógrafo para la mejora del aprendizaje de los estudiantes nació la idea de implementar un electromiógrafo desarrollado expresamente para el laboratorio de biomédica de la universidad y que pueda ser utilizado para futuros proyectos, ya que estaría abierto para la realización de mejoras.

## **1.2 JUSTIFICACIÓN E IMPORTANCIA**

Los potenciales bioeléctricos asociados con la actividad muscular constituyen el Electromiograma (EMG). Esos potenciales se pueden medir en la superficie del cuerpo cerca del músculo de interés o directamente en el músculo atravesando la piel con electrodos de aguja. Los electrodos del EMG recogen los potenciales de todos los músculos dentro de su alcance. La señal detectada debe pasar por un proceso de amplificación y filtrado para poder visualizarla y posteriormente analizarla.

Se ha revisado el estado del arte para analizar los trabajos relacionados con el desarrollo de prototipos de electromiografía desde el año 2003, para establecer el aporte que dará el presente proyecto a esta línea de investigación.

En el año 2003 se desarrolla el proyecto denominado “Electromiógrafo portátil de ocho canales”, en la facultad de Ingeniería Eléctrica de la Universidad Chulalongkorn en Bangkok. En el proyecto se utilizan tres electrodos de superficie para adquirir la señal de los músculos, la misma que luego pasa por un circuito de medición que consta de cuatro etapas dos de amplificación y dos de filtrado, finalmente la señal acondicionada ingresa a un microcontrolador PIC16F877, el cual controla el proceso de medición y graba

las señales para luego ser analizadas en el computador. (Lertsuimongkolsuk S., 2003).

Un grupo de investigadores del departamento de Ingeniería Eléctrica del Instituto de educación superior Cooper Union desarrolló, en el año 2006, el proyecto denominado “Diseño e implementación de un amplificador y dispositivo para adquisición de datos de cuatro canales inalámbrico (Bluetooth) con ganancia, frecuencia y referencia seleccionable para el usuario.”, en el cual se emplean electrodos para tomar la señal de los músculos y por medio de una etapa de amplificación y filtrado se acondiciona la señal para que ingrese al microcontrolador PIC18LF2220, el cual es utilizado como tarjeta de adquisición de datos con la finalidad de procesar la señal y transmitirla mediante un módulo Bluetooth al computador. (Cosmanescu A., 2006).

En el año 2009 en la Escuela de Ingeniería Eléctrica e Informática en Indonesia se realiza el proyecto denominado “Diseño e implementación de un electromiógrafo de cuatro canales basado en microcontroladores”. El proyecto consiste en tomar las señales de los músculos y pasarlas por una etapa de amplificación y filtrado, esta señal acondicionada ingresa a un microcontrolador ATMEGA32, el cual la digitaliza y la transmite al computador por medio de un módulo serial USB. (Aridarma A., 2009)

En la universidad Distrital Francisco José de Caldas en Bogotá en el año 2012, se realiza el proyecto denominado “Implementación de un electromiógrafo con interfaz USB”. En dicho proyecto, se implementa la etapa de amplificación y filtrado de la señal tomada de los músculos y se utiliza un PSoC CY8C24894 para manejar la recepción de la señal, el

acondicionamiento y la transmisión de la misma al computador a través de un módulo USB. (Urbina, 2012)

Además, cabe destacar que en los proyectos mencionados anteriormente se utilizó el lenguaje Assembler para la programación de los microcontroladores utilizados en cada uno de ellos.

En el presente proyecto el aporte que se pretenden dar al desarrollo de los equipos de electromiografía, es la incorporación de la tarjeta STM32F4 Discovery. Esta tarjeta posee un microcontrolador (STM32F4 07V6T6) de alto desempeño, de bajo costo y sencillo de usar que puede ser programado en Matlab, lo que facilita el desarrollo de aplicaciones y mejoras futuras para el prototipo. Por lo tanto, la realización del presente proyecto se justifica plenamente, ya que se diseñará un prototipo de electromiógrafo empleando modernas herramientas tanto de hardware como de software disponibles, como es el caso de la tarjeta STM32F4 Discovery, lo que generará un valor agregado en el desarrollo de las prácticas de laboratorio de los alumnos de la materia de Instrumentación Biomédica. Se desarrollará además, una interfaz gráfica para el computador utilizando el software LabView, la misma que recepta la señal y la reproduce en tiempo real.

### **1.3 ALCANCE DEL PROYECTO**

En el actual proyecto se pretende diseñar e implementar un prototipo de un sistema de electromiografía computarizada portátil, haciendo uso de la tarjeta de adquisición de datos STM32F4 Discovery. El prototipo de electromiógrafo va a tener un canal de entrada, el mismo que estará compuesto de tres electrodos que al estar en contacto con la superficie del

músculo, recogerán las señales del mismo. El prototipo se va a comunicar con el computador por medio de un módulo Bluetooth conectado a la tarjeta de adquisición de datos por medio del cual se va a enviar la señal procesada. Se desarrollará además, una interfaz gráfica para el computador utilizando el software LabView, que recepte la señal y permita visualizarla en tiempo real. Finalmente se realizarán pruebas del funcionamiento del prototipo con pacientes control basándose en el potencial de acción de unidad motora PAUM.

## **1.4 OBJETIVOS**

### **1.4.1 General**

- Diseñar e implementar un prototipo de Sistema de Electromiografía computarizada haciendo uso de la tarjeta de adquisición de datos STM32 F4 Discovery.

### **1.4.2 Específicos**

- Revisar el fundamento teórico y el estado del arte de prototipos de electromiógrafos implementados.
- Diseñar e implementar el hardware del prototipo del electromiógrafo.
- Diseñar e implementar el software del prototipo del electromiógrafo.
- Realizar pruebas de desempeño y funcionamiento del prototipo.



## **CAPÍTULO 2**

### **MARCO TEÓRICO**

#### **2.1 CONCEPTOS GENERALES**

##### **2.1.1 Ingeniería Biomédica**

Unos de los problemas de la ingeniería biomédica es definirla, desde luego, el prefijo bio indica relación con la vida, lo que indica el empleo de la ingeniería aplicada a seres vivos en lugar de a componentes físicos (Pineda López, 2014).

La ingeniería biomédica es una rama de la ingeniería que aplica los conocimientos, principios y métodos propios de la ingeniería a la solución de problemas de la biología y medicina, permitiendo así la mejora en métodos de prevención, diagnóstico, tratamiento y rehabilitación de pacientes (Valencia, 2012). En otras palabras, la Bioingeniería es la aplicación de los conocimientos adquiridos por la influencia mutua de la Ingeniería y la Biología de manera que ambas se puedan utilizar de forma más completa en beneficio del hombre.

La ingeniería biomédica ha experimentado un gran crecimiento en los últimos años. Es un área en continua expansión y cuyas aplicaciones van en aumento, entre ellas se tiene: el diseño y la construcción de equipos médicos, dispositivos de diagnóstico, monitorización, electrocirugía, rehabilitación y terapia (Valencia, 2012). A través de la Ingeniería Biomédica es posible,

además el desarrollo y control de prótesis, las mismas que cada vez se asemejan más a las extremidades que reemplazan.



**Figura 1. Aplicaciones de la Ingeniería Biomédica**

**Fuente:** ( Iberoramericana, 2012))

### **2.1.2 Instrumentación Biomédica**

Antes de definir lo que es la instrumentación biomédica, se debe saber lo que es un instrumento. Se denomina instrumento a cualquier dispositivo utilizado para medir, registrar o controlar el valor de una magnitud de observación (Marcombo, 1988).

La instrumentación biomédica trata sobre los instrumentos empleados para obtener información proveniente de los seres vivos, es decir que proporciona de herramientas para que se realicen mediciones de parámetros biológicos, como son las señales emitidas por el corazón o por los músculos. Además, algunos de estos instrumentos son destinados a ofrecer una ayuda

funcional a los seres vivos o incluso a la sustitución de funciones orgánicas (Barea Navarro, 2012).

El propósito de la instrumentación biomédica es hacer posible la medición y análisis de la información suministrada por los diferentes sistemas del cuerpo humano con el objetivo de analizar la información proporcionada sirva para diagnóstico, evaluación y control.

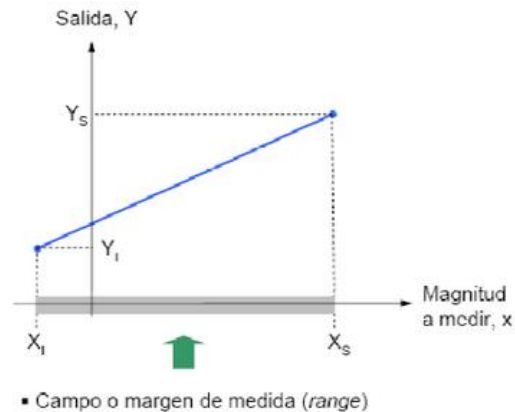
El diseño, desarrollo, fabricación y venta de nuevos equipos o de prototipos biomédicos es una tarea compleja, cara y que requiere de un proceso largo. No todos los prototipos pasan las rigurosas pruebas y controles médicos necesarios para salir al mercado. Lamentablemente, en la actualidad el desarrollo de nuevas ideas y prototipos es bastante limitado y en su mayoría se tratan de productos mejorados que tienen como base equipos existentes, básicamente aumentando sus prestaciones y características (Barea Navarro, 2012).

### **Parámetros básicos de los Equipos de Instrumentación Biomédica.**

En el diseño o para especificar un determinado sistema de instrumentación biomédica se deben considerar los siguientes factores: (Pineda López, 2014).

- **Margen:** es la característica que determina los niveles de amplitud y frecuencia de entrada en los cuales trabaja el equipo. El objetivo sería que el instrumento obtenga una lectura utilizable desde los valores más

pequeños hasta los más grandes esperados para las variables o parámetros que se desean medir.

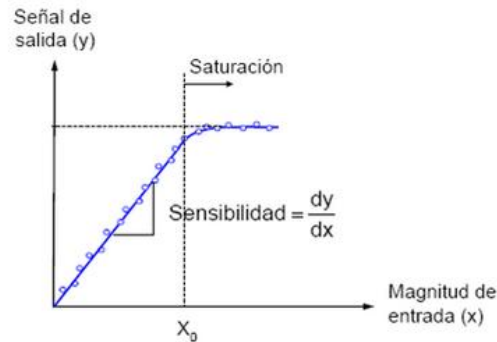


**Figura 2. Margen de medida de un instrumento de medida.**

**Fuente:** (Nungo, 2013)

- **Sensibilidad:** la sensibilidad de un instrumento determina cual es la menor variación de una variable o parámetro que se puede medir de forma fidedigna. Este factor difiere del margen del instrumento en que la sensibilidad no tiene en cuenta los valores absolutos del parámetro, sino que considera los minúsculos cambios que el instrumento puede detectar. La sensibilidad determina directamente la *resolución del instrumento*, que es la mínima variación que se puede leer con precisión.
- **Linealidad:** la linealidad del instrumento es el grado en el que las variaciones en la salida siguen a las variaciones de la entrada.

En un sistema lineal la sensibilidad sería la misma para todos los niveles absolutos de la entrada. La mayoría de instrumentos presentan linealidad en las zonas más importantes aunque no la haya en todo el margen.

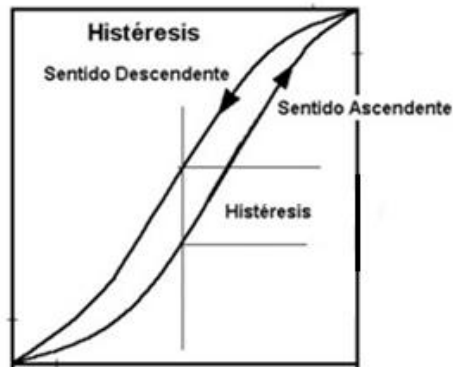


➤ Sensibilidad constante  $\Rightarrow$  Sistema lineal

**Figura 3. Sensibilidad y linealidad de un instrumento de medición.**

Fuente: (Nungo, 2013)

- **Histéresis:** es una característica de algunos instrumentos, por la cual un valor dado de la variable de medida produce un valor diferente en sentido ascendente que en sentido descendente.



**Figura 4. Histéresis de un instrumento de medición.**

Fuente: (Nungo, 2013)

- **Respuesta Frecuencial:** es la variación de la sensibilidad del instrumento para la gama de frecuencia de medida. Un sistema de instrumentación deberá ser capaz de responder con suficiente rapidez para reproducir

todas las componentes de frecuencia de la señal con la misma sensibilidad. Esta condición se indica como *respuesta plana* para una gama de frecuencias dada.

- **Precisión:** es la capacidad de un instrumento de dar el mismo resultado en mediciones diferentes realizadas bajo las mismas condiciones. La precisión es una medida del error del sistema.
- **Relación Señal-Ruido:** se define como la proporción existente entre la potencia de la señal que se transmite y la potencia del ruido que la corrompe. Se mide en decibelios y es importante que la relación señal-ruido sea lo más grande posible.
- **Estabilidad:** la estabilidad es la capacidad de un sistema de retornar a un estado estacionario después de una perturbación en la entrada, en vez de tender a una oscilación incontrolable. Este es un factor que varía con la relación de amplificación, realimentación y otras características del sistema.
- **Aislamiento:** el instrumento no debe establecer una conexión eléctrica directa con el organismo sobre el que se realizan las mediciones con la finalidad de evitar choques eléctricos. Esta característica es importante en cuanto a seguridad se refiere ya que además sirve para evitar interferencias externas al momento de realizar las mediciones.
- **Simplicidad:** los sistemas e instrumentos deben ser lo más simples posibles para eliminar la posibilidad de error en un componente o humano.

### 2.1.3 El sistema Hombre – Instrumento

Un sistema de instrumentación se define como el conjunto de instrumentos y equipos utilizados en la medición de uno o más parámetros y

la presentación de la información, obtenida a partir dichas mediciones, de forma tal que la pueda leer e interpretar el hombre (Pineda López, 2014).

La principal diferencia entre los sistemas de instrumentación biomédica y cualquier otro sistema de instrumentación convencional radica en que la fuente de las señales suelen ser seres vivos o energía aplicada a estos seres o a tejidos vivos.

Si se considera al cuerpo humano como un sistema, muchas de las variables a medir, en dicho sistema, son poco asequibles para los instrumentos de medida; por lo que es necesario emplear medida sustitutivas menos precisas. La aplicación del propio instrumento de medida en el cuerpo afecta las medidas hasta el punto de no poder representar fácilmente condiciones normales.

Siendo una tarea complicada el proceso de medir parámetros en el cuerpo humano, la función de la instrumentación biomédica es ayudar al médico y al investigador a idear formas de obtener medidas del ser humano vivo que sean fiables y significativas.

Las medidas en las que se emplea instrumentación biomédica se pueden dividir en varios grupos: (Muñoz, 2012).

- **In vivo:** son aquellas medidas que se realizan sobre o dentro del organismo vivo.
- **In vitro:** son aquellas medidas que se realizan fuera del organismo, aun cuando esté relacionada con su funcionamiento.

- **Invasivas:** son aquellas medidas en las que se traspasa el umbral corporal por ejemplo, mediante agujas, catéteres, etc.
- **No invasivas:** son aquellas medidas cómodas para el paciente, generalmente a nivel superficial, se obtiene información sin maltratar al sujeto.
- **Con señales de entrada:** son aquellas medidas en las que es necesario dar un estímulo al sujeto y se estudia su respuesta a dicho estímulo en particular.

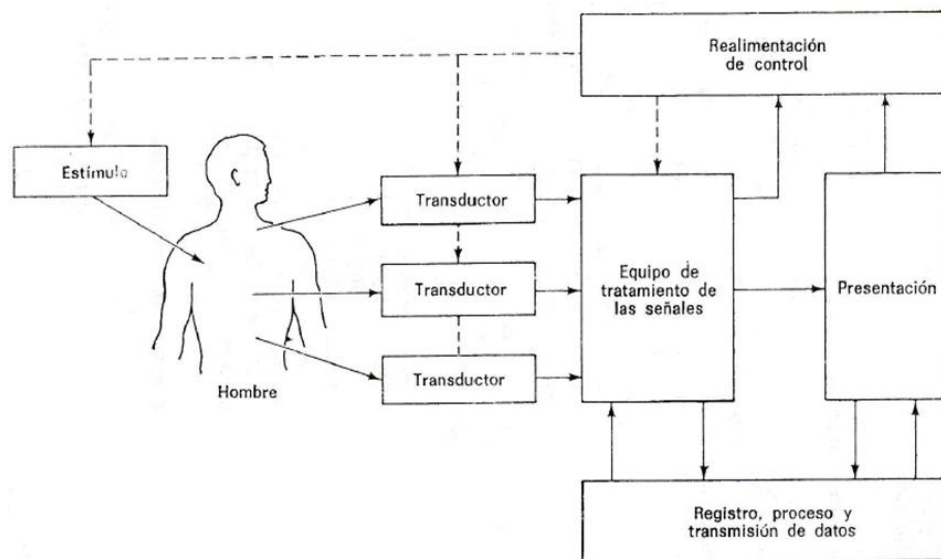
Sin importar el tipo de medición que vaya a ser empleado por el sistema de instrumentación biomédica, este debe cumplir con una serie de objetivos:

- **Adquisición de la información:** la instrumentación se utiliza para medir fenómenos y variables de forma tal que se obtenga información fiable del funcionamiento de dicho sistema medido, en este caso órganos, sistemas, entre otros.
- **Diagnóstico:** las medidas se realizan para ayudar a la detección y a la corrección de algo que funciona mal en el sistema hombre. Basándose en la información adquirida, el personal capacitado podrá determinar si existe algún malfuncionamiento en la sección u órgano de donde provino la información.
- **Evaluación:** las medidas y la información obtenida de las mismas se emplean para determinar la capacidad de la sección u órgano del sistema hombre de trabajar o responder de acuerdo a las condiciones consideradas dentro de lo normal.



- **Monitorización:** la instrumentación permite vigilar un determinado proceso u operación dentro del sistema hombre a fin de obtener continua o periódicamente información del estado del mismo.
- **Control:** la instrumentación se utiliza para controlar automáticamente el funcionamiento del sistema hombre, basándose en los cambios de uno o más de los parámetros internos sometidos a mediciones.

Todos los sistemas hombre – instrumento tienen un diagrama de bloques similar al de la Figura 5 (Pineda López, 2014).



**Figura 5. Diagrama de bloques del Sistema Hombre-Instrumento.**

**Fuente:** (Pineda López, 2014)

Donde:

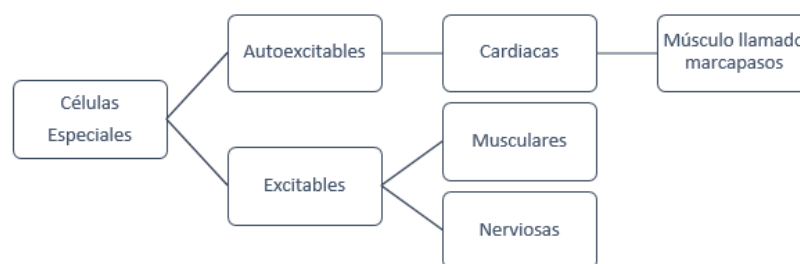
- **El individuo:** es el ser humano en el que se realizan las medidas. El flujo principal de información va del hombre al equipo y es el individuo quien hace a este sistema distinto a los otros sistemas de instrumentación.

- **El estímulo:** en muchas medidas, se necesita la respuesta a algún tipo de estímulo externo. La instrumentación empleada para generar y presentar este estímulo al individuo es una parte vital del sistema hombre-instrumento siempre que se miden las respuestas. El estímulo puede ser visual (flash), acústico (un tono), táctil (un golpe en el tendón de Aquiles) o estimulación eléctrica directa. Cabe notar que este componente no se encuentra presente en todos los instrumentos de medición, como es el caso del Electrocardiograma (ECG) o el Electromiograma (EMG).
- **Transductor:** es un dispositivo capaz de convertir una forma de energía o señal en otra. En el sistema hombre instrumento, cada transductor se emplea para producir una señal eléctrica que es una analogía del fenómeno que se mide. El transductor puede medir cualquiera variable del organismo, pero su salida es siempre una señal eléctrica. Se pueden utilizar dos o más transductores simultáneamente.
- **Equipo de tratamiento de la señal:** es la parte del sistema de instrumentación que amplifica, modifica o cambia de alguna forma la salida eléctrica del transductor con la finalidad de preparar las señales para el funcionamiento de los siguientes componentes del sistema.
- **Equipo de presentación:** la salida eléctrica del equipo de tratamiento de señal se debe convertir en información legible que pueda ser percibida y comprendida por el hombre. La entrada del instrumento de presentación es la señal eléctrica modificada y su salida es algún tipo de información visual, acústica o incluso táctil.
- **Equipo de registro, proceso y transmisión de datos:** frecuentemente es necesario registrar la información medida para un posible uso posterior o para transmitirla de un punto a otro. Este componente es con frecuencia una parte vital del sistema hombre-instrumento.

## 2.2 SEÑALES BIOELÉCTRICAS

La electricidad se encuentra presente de muchas formas en la naturaleza de tal manera que el cuerpo humano no es la excepción. Al llevar a cabo sus distintas funciones, ciertos sistemas del organismo, generan sus propias señales de monitorización, que llevan información útil sobre el funcionamiento de los mismos (Cifuentes González, 2010). Estas señales son los *potenciales bioeléctricos* asociados con la conducción en nervios, la actividad muscular, entre otros. Y se las utiliza fundamentalmente para extraer información del sistema biológico bajo estudio. A través de dichos potenciales se llevan a cabo ciertas funciones importantes en el organismo como el latir del corazón, respirar, pensar, moverse, etc.

Los potenciales bioeléctricos son realmente *potenciales iónicos*, producidos como resultado de la actividad electroquímica de ciertos tipos especiales de células, entre las cuales están las células cardiacas, las neuronas y las células musculares (Pineda López, 2014).



**Figura 6. Células especiales**

**Fuente:** (Pineda López, 2014)

Utilizando transductores capaces de convertir potenciales iónicos en tensiones eléctricas, se pueden medir estas señales de monitorización naturales y presentar los resultados de una forma comprensible (Barea Navarro, 2012).

### 2.2.1 Generación de los potenciales bioeléctricos

Las células musculares y nerviosas, están encerradas en una membrana semipermeable que permite que algunas sustancias pasen a través de la misma mientras otras se mantienen fuera. No se conoce ni la estructura exacta de la membrana ni el mecanismo mediante el que se controla su permeabilidad pero las sustancias involucradas han sido identificadas experimentalmente.

Rodeando a las células del organismo están los líquidos orgánicos. Dichos líquidos son soluciones conductoras que contienen átomos cargados o iones. Los iones principales son sodio ( $\text{Na}^+$ ), potasio ( $\text{K}^+$ ) y cloruro ( $\text{Cl}^-$ ). La membrana de las células excitables, inicialmente permite fácilmente la entrada de iones potasio y cloruro pero bloquea eficazmente la entrada de iones sodio. Al momento de recibir una excitación externa, la membrana cambia su composición y permite la entrada de los iones sodio (Pineda López, 2014).

- **Estado de reposo**

Los distintos iones existentes en los líquidos orgánicos que rodea las células intentan un equilibrio, tanto de concentración como de carga, entre el interior y el exterior de la célula. Por lo tanto, la incapacidad del sodio de atravesar la membrana acarrea dos consecuencias:

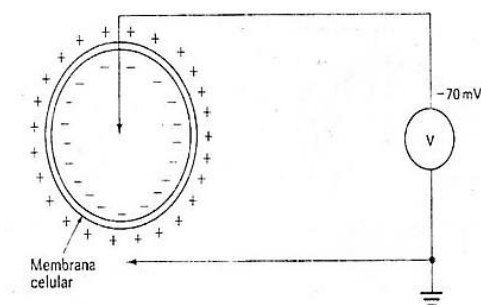
- En primer lugar, la concentración de iones sodio en el interior de las células se hace mucho menor que en el líquido intercelular externo. Puesto que los iones sodio son positivos, esto tenderá a hacer el exterior de la célula más positivo que el interior.
- En segundo lugar, en un intento de equilibrar la carga eléctrica, entrarán en la célula iones *potasio adicionales* que también son positivos,

produciendo una concentración de potasio más alta en el interior que en el exterior.

Sin embargo, no se puede lograr un equilibrio de cargas, debido al desequilibrio en la concentración de iones potasio. El equilibrio se alcanza con una diferencia de potencial a través de la membrana, negativo en el interior y positivo en el exterior.

Este potencial de membrana se denomina *potencial de reposo* de la célula y se mantiene hasta que una perturbación de algún tipo altera el equilibrio y la composición de la membrana celular. Una célula en estado de reposo se dice que está *polarizada*.

Dado que la medida del potencial de membrana se hace por lo general en el interior de la célula con respecto a los líquidos orgánicos, el potencial de reposo de una célula viene dado como un valor negativo. Los potenciales de membrana en distintas células oscilan entre -60 y -100 mV (Pineda López, 2014).



**Figura 7. Célula polarizada con su potencial en reposo**

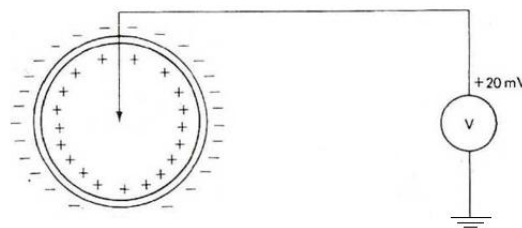
**Fuente:** (Pineda López, 2014)

- **Estado de Excitación**

Cuando se excita una parte de la membrana celular mediante el flujo de corriente iónica o mediante algún tipo de energía aplicada externamente, la membrana cambia sus características y empieza a permitir la entrada de

algunos iones sodio. El resultado neto es un efecto de avalancha en el que los iones sodio se precipitan literalmente en el interior de la célula intentando alcanzar un equilibrio con los iones del exterior.

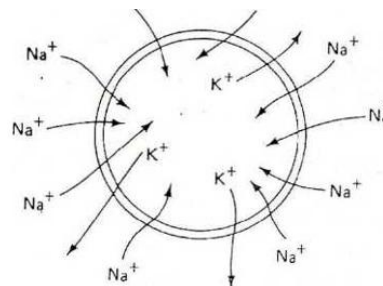
Al mismo tiempo, los iones potasio, que estaban en mayor concentración en el interior de la célula durante el estado de reposo, intentan salir pero son incapaces de moverse tan rápidamente como los iones sodio. Como resultado de ello, la célula tiene un potencial ligeramente positivo en el interior debido al desequilibrio de iones potasio. Este potencial se conoce como *potencial de acción* y es aproximadamente 20 mV positivo (Pineda López, 2014).



**Figura 8. Célula despolarizada durante un potencial de acción**

**Fuente:** (Pineda López, 2014)

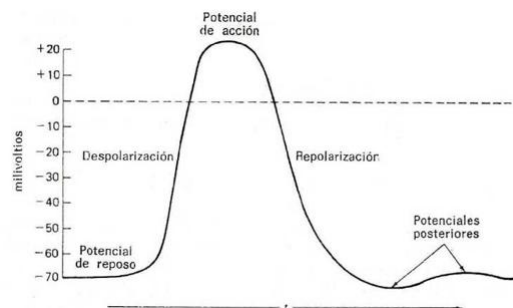
Una célula que ha sido excitada y que presenta un potencial de acción se dice que está *despolarizada* y el proceso de cambio desde el estado de reposo al potencial de acción se denomina *despolarización*.



**Figura 9. Despolarización de una célula**

**Fuente:** (Pineda López, 2014)

Una vez que ha cesado la avalancha de iones sodio a través de la membrana celular se ha alcanzado un nuevo estado de equilibrio, desaparecen las corrientes iónicas que reducían la barrera a los iones sodio y la membrana vuelve a la situación original de permeabilidad selectiva, bloqueándose de nuevo el paso de iones sodio desde el exterior al interior de la célula. Sin embargo tardaría mucho tiempo en crearse de nuevo un potencial de reposo, por lo que mediante un proceso activo, denominado *bomba de sodio*, los iones sodio son transportados rápidamente al exterior de la célula, y ésta queda polarizada de nuevo adquiriendo su potencial de reposo. A este proceso se lo denomina *repolarización*. La velocidad de bombeo es directamente proporcional a la concentración de sodio en la célula.



**Figura 10. Forma de onda del potencial de acción**

**Fuente:** (Pineda López, 2014)

La Figura 10 muestra la forma de onda de un potencial de acción típico, empezando en el potencial de reposo, la despolarización y volviendo al potencial de reposo después de la repolarización. La escala de tiempos para el potencial de acción depende del tipo de célula que lo produce. En las células nerviosas y musculares, la repolarización se produce después de la despolarización de forma tan rápida que el potencial de acción aparece como un impulso de una duración total de un milisegundo. Por otro lado, el músculo cardíaco, se repolariza mucho más lentamente, prolongándose su potencial de acción generalmente entre 150 y 300 ms (Pineda López, 2014).

Cuando se excita una célula y genera un potencial de acción, empiezan a influir corrientes iónicas. Este proceso puede excitar, a su vez, a células vecinas o áreas adyacentes de la misma célula. La velocidad con que se mueve un potencial de acción a lo largo de la fibra o se propaga de una célula a otra se denomina *velocidad de propagación*. Esta velocidad varía ampliamente dependiendo del tipo y diámetro de la fibra nerviosa. El margen de velocidad usual en nervios va de 20 a 140 metros por segundo. La propagación por el músculo cardíaco es más lenta, con un ritmo medio entre 0,2 y 0,4 metros por segundo (Anandanatarajan, 2011).

### 2.3 ELECTRODOS BIOPOTENCIALES

Se puede encontrar actividad bioeléctrica en todos los sistemas del organismo, sin embargo la mayoría de dichas señales están relacionadas con fenómenos ya sea que son muy difíciles de medir o que no tienen aplicaciones médicas en la actualidad. Por otro lado, algunas de dichas señales son de significativa importancia al momento de diagnosticar enfermedades. Entre estas últimas se encuentra el Electrocardiograma (ECG), el Electromiograma (EMG) y el Electroencefalograma (EEG) (Neuman, 2012).

**Tabla 1**

#### Fuentes de señales bioeléctricas

Señal Bioeléctrica	Abreviatura	Fuente Biológica
<b>Electrocardiograma</b>	ECG	Corazón – visto desde la superficie del cuerpo
<b>Electromiograma</b>	EMG	Músculo
<b>Electroencefalograma</b>	EEG	Cerebro
<b>Electroculograma</b>	EOG	Cornea – Retina
<b>Electroretinograma</b>	ERG	Retina
<b>Electrogastrograma</b>	EKG	Estómago

Fuente: (Neuman, 2012)



Las señales eléctricas asociadas a la actividad de los sistemas biológicos pueden ser medidas mediante un tipo especializado de electrodos, conocidos como *electrodos biopotenciales*. Su nombre se debe a que dichos electrodos tienen como entrada los potenciales iónicos, producidos como resultado de la actividad electroquímica de cierto tipo de células excitables, como se explica en el apartado anterior. En otras palabras los electrodos biopotenciales convierten corrientes iónicas en corrientes eléctricas (Neuman, 2012).

Para registrar las señales del EMG se pueden utilizar dos tipos de electrodos biopotenciales, los electrodos de superficie y los electrodos de aguja. Dependiendo del método de medición que se desea realizar se selecciona el tipo de electrodos.

#### **2.4.1 Electrodo biopotencial de superficie**

Dentro de esta categoría se encuentran los electrodos que se colocan en la superficie del cuerpo, cerca del músculo de interés, para recoger las señales bioeléctricas. La integridad tanto de la piel como del músculo no se ven comprometidas con el uso de los mismos. Se los puede utilizar para estudios breves como también para estudios crónicos que requieran de mayor tiempo. Este tipo de electrodos son utilizados para la *Electromiografía Superficial (SEMG)* (Neuman, 2012).

Estos electrodos presentan una superficie de metal, sin embargo, debido a que están en contacto directo con la piel, se deben tomar en consideración que la piel es un tejido conductor, cuyo material intracelular y extracelular está compuesto de soluciones electrolíticas, en la cual la corriente es transportada por iones; mientras que el metal es un material altamente conductor, en el cual la corriente es transportada por electrones, en consecuencia, la interfaz electrodo piel es en sí muy ruidosa además de presentar un valor alto de impedancia (Cifuentes González, 2010).

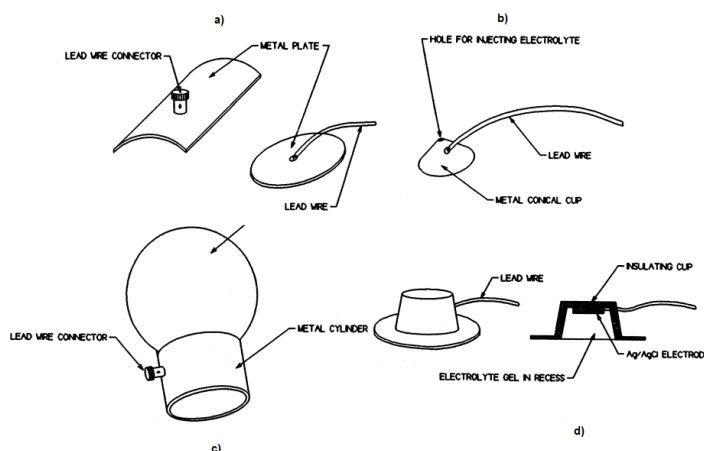
- **Electrodos Secos**

Los electrodos secos son principalmente utilizados en aplicaciones donde la geometría o tamaño del electrodo no permite el uso del gel electrolítico. Electrodo en barra o arreglos de electrodos son ejemplos de este tipo de electrodos. Los electrodos secos requieren de un circuito amplificador cerca debido a la alta impedancia entre la piel y el electrodo. Son más pesados que los electrodos con gel y por lo tanto es más difícil la fijación de los mismos (Guamán Alarcón, 2010).

- **Electrodos con Gel**

Los electrodos de placas metálicas consisten en un conductor metálico en contacto con la piel utilizando un gel electrolítico entre el metal y la piel, de este modo, se minimiza el ruido intrínseco que genera el contacto de la piel con el metal. Además de ello el gel mejora la conductividad y el flujo de corriente (Cifuentes González, 2010), (Neuman, 2012).

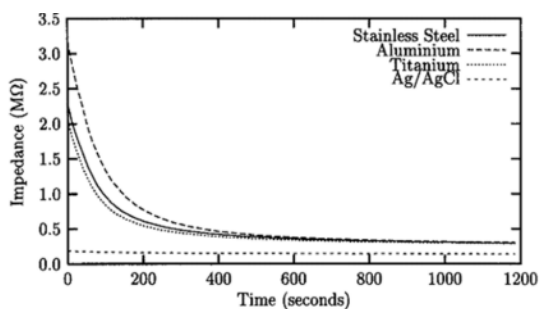
Dentro de los metales que se utilizan comúnmente para este tipo de electrodos están la plata Alemana, que consiste en una aleación de plata y níquel, la plata, el oro, el acero inoxidable y el platino. En algunos casos el electrodo se hace con una capa del metal más fina de forma tal que permita la flexibilidad del mismo.



**Figura 11. Tipos de electrodos de superficie: a) electrodos de placa de metal, b) electrodo de copa para EEG, c) electrodo de succión para ECG, d) electrodo hueco**

**Fuente:** (Cifuentes González, 2010)

Una de las condiciones deseables en un electrodo de superficie, es que no tenga polarización, esto quiere decir que el potencial en el electrodo varíe de forma considerable cada vez que la corriente pase a través del electrodo. Después de varios estudios realizados utilizando metales como aluminio, acero inoxidable y titanio, se ha probado que el electrodo de plata / cloruro de plata (Ag/AgCl) cumple con los estándares adecuados para lograr esta característica. Además, la interfaz piel-plata o piel-Ag/AgCl tiene la mayor impedancia resistiva en el dominio de la frecuencia en EMG (Cifuentes González, 2010).



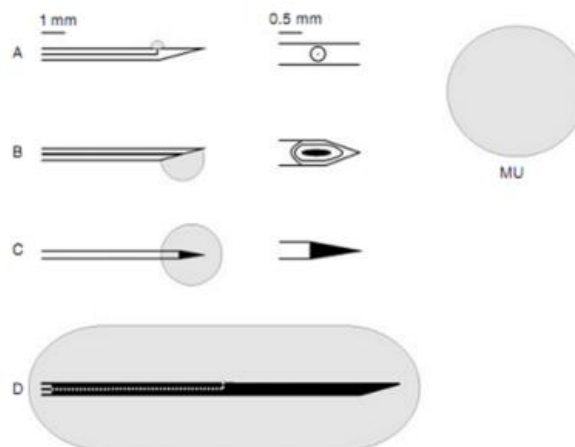
**Figura 12. Impedancia del contacto entre el electrodo y la piel en el tiempo para cuatro tipos de electrodos.**

**Fuente:** (Cifuentes González, 2010)

### 2.4.2 Electrodo biopotenciales de aguja

Un electrodo de aguja consiste en una delgada aguja de acero inoxidable con una punta afinada, que se inserta en el músculo directamente, cerca de la unidad motora bajo estudio. Existen algunos tipos de electrodos aguja, algunos de los cuales se presentan en la Figura 13.

Este tipo de electrodos pueden ser ubicados dentro del cuerpo para realizar las mediciones de los biopotenciales. Estos electrodos son por lo general más pequeños que los superficiales y no requieren de gel electrolítico, ya que los fluidos del cuerpo suplen con su función. Pueden ser tipo aguja o electrodos que se insertan quirúrgicamente en cavidades del cuerpo (Nieves, 2012). En este apartado se va a tratar los electrodos tipo aguja, ya que son los que se utilizan para la *electromiografía invasiva*.



**Figura 13. Tipos de electrodos aguja. A) Electrodo de fibra simple, B) electrodo de aguja concéntrica, C) electrodo mono polar, D) macro electrodo.**

**Fuente:** (Cifuentes González, 2010)

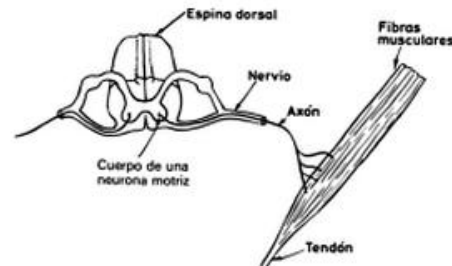
La amplitud de la señal registrada por los electrodos de aguja depende del área de registro, así como de la distancia del electrodo a la unidad motora (UM) estudiada, mientras más cerca esté el electrodo de la UM mayor será la amplitud de la señal detectada.

Es necesario tomar en cuenta que la inserción de los electrodos aguja es dolorosa y requiere de supervisión médica, por ello es que la electromiografía invasiva se limita a uso clínico (Cifuentes González, 2010).

## 2.4 FUNDAMENTOS DE LA ELECTROMIOGRAFÍA

La electromiografía es el estudio de la actividad eléctrica de los músculos esqueléticos, está constituida por los potenciales bioeléctricos asociados con la actividad muscular. Proporciona información útil acerca del estado fisiológico de los músculos y sus nervios (Marcombo, 1988). El Electromiograma (EMG) es el resultado que proporciona la electromiografía (Giménez, 2011).

La unidad funcional más pequeña del músculo esquelético es la fibra muscular, la misma que al ser estimulada se contrae desarrollando fuerza. Un músculo consiste en haces paralelos de fibras musculares cuya activación se hace a través del axón de la fibra nerviosa motora que la inerva. Cabe notar que dependiendo del músculo y de la función del mismo, un axón puede estar conectado a una o más fibras musculares. El conjunto formado por la célula nerviosa motora, en la espina dorsal, su axón y las fibras musculares se conoce por *unidad motora* (UM). Y al potencial que originan las fibras de una UM se le conoce por *potencial de acción de la unidad motora* (PAUM) y consiste en la suma de los potenciales de acción de las distintas fibras de la UM (Marcombo, 1988), (Khandpur, 2004).



**Figura 14. Diagrama de unidad motriz (UM)**

**Fuente:** (Cifuentes González, 2010)

### 2.3.1 Características de los potenciales de un EMG

El potencial de acción de un músculo determinado (o fibra nerviosa) tiene una magnitud fija, independientemente de la intensidad del estímulo que genera la respuesta. De esta manera, la intensidad con que actúa el músculo no incrementa la amplitud del impulso del potencial de acción sino que incrementa el ritmo con que se actúa cada fibra muscular y el número de fibras que se activan en un instante determinado.

La amplitud de la forma de onda EMG medida es la suma instantánea de todos los potenciales generados en un instante determinado (Pineda López, 2014). Dado que esos potenciales de acción se producen tanto con polaridades positivas como negativas en un par de electrodos determinado, a veces se adicionan y otras veces se cancelan (Pineda López, 2014). De este modo la señal se parece mucho a un ruido aleatorio, siendo la energía de la señal función de la cantidad de actividad muscular y del método de medición utilizado (Nieves, 2012).

El rango de medida de la amplitud de la señal del EMG en una contracción del músculo esquelético varía desde los  $\mu\text{V}$  hasta un rango bajo de  $\text{mV}$ , comúnmente está entre  $50 \mu\text{V}$  y  $5 \text{mV}$ , nunca sobrepasa los  $10\text{mV}$  y su espectro de frecuencia varía llegando a alcanzar valores de hasta  $10\text{kHz}$ , sin

embargo la mayor cantidad de actividad electromiografía se encuentra alrededor de los 50 Hz (Bolaños Logroño & López Alarcón, 2009). Las propiedades de las señales EMG varían dependiendo de ciertos factores como son el tiempo y la intensidad de la contracción muscular, la distancia entre el electrodo y el músculo, las propiedades de la piel del paciente, las propiedades del electrodo y del amplificador, y la calidad del contacto piel – electrodo (Bolaños Logroño & López Alarcón, 2009).

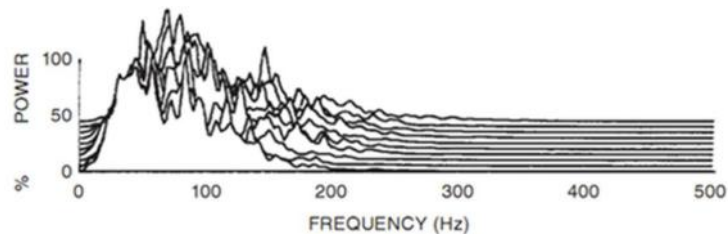


Figura 15. Espectro de frecuencias de varias señales EMG.

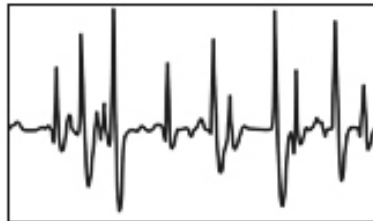
Fuente: (Cifuentes González, 2010)

### 2.3.2 Métodos de medición del EMG

Los biopotenciales de los músculos se pueden medir mediante dos técnicas, en la superficie del cuerpo cerca del músculo de interés mediante electrodos de superficie, que se conoce como *electromiografía superficial (SEMG)* (Nieves, 2012), o directamente en el músculo atravesando la piel utilizando electrodos de aguja, que se conoce como *electromiografía invasiva*. Sin embargo, cuando se realiza un SEMG es necesario tomar en cuenta que los potenciales de músculos grandes, cercanos al musculo de interés, pueden interferir con los intentos de realizar las mediciones en músculos pequeños, aun cuando los electrodos se coloquen directamente sobre los músculos pequeños; problema que se soluciona utilizando electrodos de aguja (Pineda López, 2014).

- **Electromiografía Invasiva**

La electromiografía invasiva obtiene las mediciones y el registro del potencial de acción generado por una unidad motora en particular (Cifuentes González, 2010), es decir permite analizar y estudiar de forma individual una UM. Para esta técnica se utilizan los electrodos tipo aguja que son insertados dentro del musculo justo en la UM bajo estudio, de ahí el nombre de electromiografía invasiva, porque traspasa el umbral del cuerpo humano. Esta técnica es útil especialmente para la rehabilitación de pacientes, ya que la información obtenida es empleada para el diagnóstico clínico (Nieves, 2012).



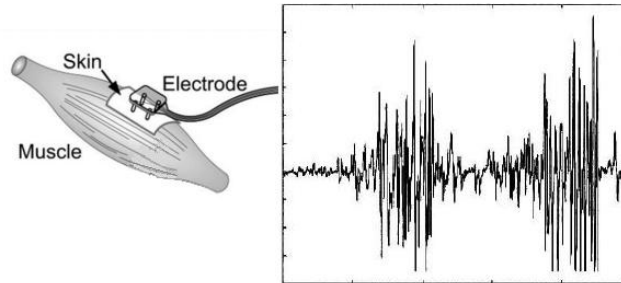
**Figura 16. Forma de onda de electromiografía invasiva.**

**Fuente:** (Cifuentes González, 2010)

- **Electromiografía superficial o SEMG**

Por otro lado, mediante la electromiografía superficial (SEMG) se obtiene el registro de los potenciales de acción de varias unidades motoras, esto se debe a que se utilizan electrodos de superficie que están en contacto con la piel del músculo, y al estar en contacto con la superficie del mismo no es posible captar la señal individual de una UM. La razón de ello es que los electrodos recogen potenciales de todas las fibras musculares dentro de su alcance (Khandpur, 2004). Esta técnica es utilizada para el estudio del comportamiento promedio de la actividad eléctrica de uno o varios músculos. Esta es la técnica ideal para el desarrollo de prótesis debido a que el uso de electrodos de aguja sería molesto para el paciente.





**Figura 17. Forma de onda SEMG**

**Fuente:** (Bolaños Logroño & López Alarcón, 2009)

### 2.3.3 Ubicación de los electrodos

Con el continuo avance de la biomédica, ha ido avanzado de igual manera el estudio de los músculos mediante métodos de EMG superficial. Debido a ello, se realizaron esfuerzos para estandarizar la ubicación de los electrodos, así como la distancia entre ellos, de manera tal que se obtenga una mejor calidad de la señal y que no se pierdan componentes valiosos de la misma (Cifuentes González, 2010). Con este propósito surge en 1996 el SENIAM (Surface Electromyography for Noninvasive Assessment of Muscles), para establecer ciertas recomendaciones en cuanto a estas variables.

Es así, que se establece que la medida preferida para el diámetro del electrodo es de 10mm en base a que la distancia entre los mismos es de 20mm, de esta manera se evitan posibles solapamientos de los electrodos. De igual manera se establece que el material de la placa conductora del electrodo debe ser de la combinación plata / cloruro de plata (Ag/AgCl), ya que han probado presentar mayor estabilidad y reducen el ruido (Merletti & Parker, 2004). Para la SEMG se deben utilizar tres electrodos: uno inversor, uno no inversor y uno de referencia, como se muestra en la Figura 18. La distancia inter-electrodo, definida como la distancia del centro del área conductiva de un electrodo al otro, debe ser de entre 20mm y 30mm. En el

caso de músculos relativamente pequeños la distancia inter electrodo no debe un cuarto de la longitud del músculo.

Los electrodos se pueden ubicar sobre la superficie de la piel de manera longitudinal o transversal (Bolaños Logroño & López Alarcón, 2009), (Gómez Angarita, 2009).

- **Longitudinal:** la SENIAM recomienda ubicar los electrodos en la zona media del músculo, entre la terminación de la neurona motora y el tendón distal.



**Figura 18. Ubicación de los electrodos superficiales de manera longitudinal.**

- **Transversal:** los electrodos se deben ubicar en la zona media del músculo, de tal forma que la línea imaginaria que une a los electrodos sea paralela con el eje longitudinal del músculo.



**Figura 19. Ubicación de los electrodos superficiales de manera transversal.**

## 2.5 FUNDAMENTOS ELECTRÓNICOS

Debido a que las señales provenientes de los sistemas biológicos presentan amplitudes pequeñas, del orden de los milivoltios, es necesario filtrar y amplificar dichas señales, eliminando ruidos e interferencias, con el fin de que las señales puedan ser detectadas y estudiadas de manera correcta. La primera etapa en todo sistema de instrumentación biomédica es la etapa de pre amplificación, seguida de la etapa de filtrado, mediante la cual se eliminan las señales de ruido y otras señales biológicas, que no forman parte del estudio pero que han sido detectadas. Sin embargo antes de hablar de las etapas de un sistema de instrumentación biomédica, es conveniente definir algunos conceptos básicos de electrónica.

### 2.5.1 Amplificador Operacional

El amplificador operacional es un circuito integrado activo, ya que está compuesto por una gran cantidad de transistores, y por lo tanto requiere de alimentación continua para funcionar (El amplificador operacional, 2010). Un amplificador operacional tiene dos terminales de entrada: uno positivo que varía en el mismo sentido que la salida, y otro negativo que varía en sentido opuesto a la salida; un terminal de salida y dos terminales de alimentación:  $V_{CC}$  y  $-V_{EE}$ , ambos de igual valor absoluto (El amplificador operacional, 2010).

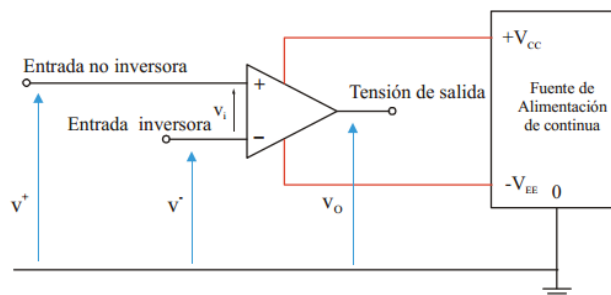


Figura 20. Símbolo eléctrico y terminales de un amplificador operacional.

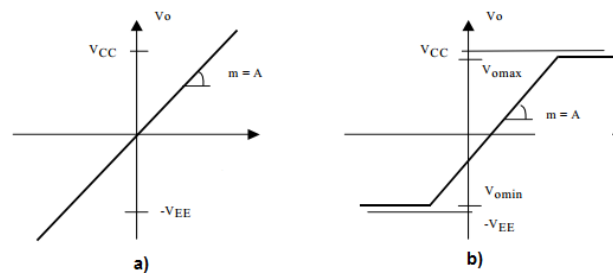
Fuente: (El amplificador operacional, 2010)

La salida de los amplificadores operacionales es igual a la diferencia entre ambas entradas multiplicadas por una constante  $A$ , que corresponde a la ganancia de amplificación (El amplificador operacional, 2010). La ecuación ideal que gobierna este comportamiento es la siguiente:

$$V_0 = A(V^+ - V^-)$$

Sin embargo en la práctica, los amplificadores operacionales no cumplen dicha ecuación, debido a que no existen amplificadores operacionales ideales:

$$V_0 = A(V^+ - V^-) + \text{efectos no ideales}$$



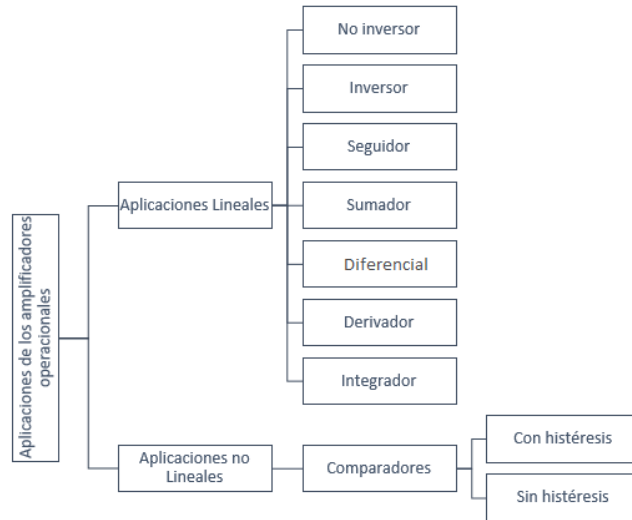
**Figura 21. Curva del amplificador operacional: a) ideal, b) real.**

**Fuente:** (El amplificador operacional, 2010)

Las características de un amplificador operacional real son las siguientes:

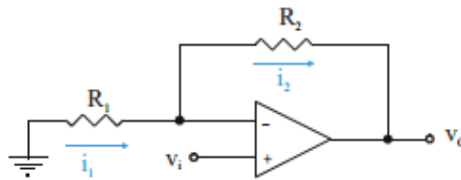
- Impedancia de entrada alta, del orden de los mega ohmios.
- Impedancia de salida tiende a cero.
- Tensión de salida menor al valor de  $V_{CC}$  o  $V_{EE}$ .
- Ganancia no infinita, a diferencia de un amplificador operacional ideal.

Este circuito integrado puede ser usado en múltiples configuraciones, entre las más utilizadas se encuentran las siguientes:



**Figura 22. Aplicaciones de los amplificadores operacionales**

- **Configuración no inversora**



**Figura 23. Diagrama de la configuración no inversora.**

**Fuente:** (El amplificador operacional, 2010)

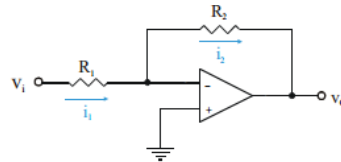
Con lo que la tensión de salida cumple:

$$V_0 = V_i \left( 1 + \frac{R_2}{R_1} \right)$$

Recibe el nombre de no inversora ya que presenta una ganancia positiva:

$$A = \left( 1 + \frac{R_2}{R_1} \right)$$

- **Configuración inversora**



**Figura 24. Diagrama de la configuración inversora.**

**Fuente:** (El amplificador operacional, 2010)

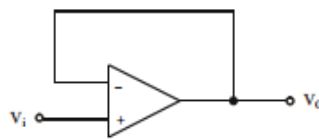
Con lo que el voltaje de salida cumple:

$$V_0 = V_i \left( -\frac{R_2}{R_1} \right)$$

Esta configuración presenta una ganancia negativa, lo que significa que la señal de salida es inversa a la señal de entrada:

$$A = -\left( \frac{R_2}{R_1} \right)$$

- **Seguidor de voltaje**

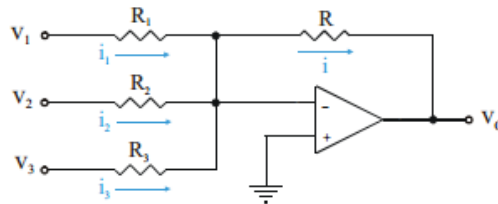


**Figura 25. Diagrama del seguidor de voltaje**

**Fuente:** (El amplificador operacional, 2010)

En esta configuración, el voltaje de entrada es igual al voltaje de salida, se utiliza esta configuración cuando se desea disminuir la impedancia del circuito, ya que como se ha visto antes, la impedancia de salida de un amplificador operacional es casi nula.

- **Amplificador sumador**



**Figura 26. Diagrama del amplificador sumador**

**Fuente:** (El amplificador operacional, 2010)

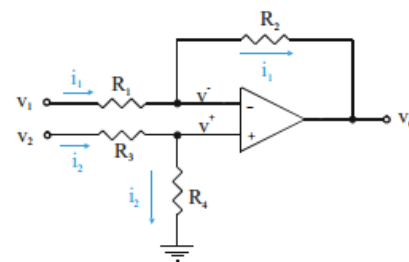
Con lo que el voltaje de salida cumple:

$$V_0 = - \left( \frac{R_1}{R} * V_1 + \frac{R_2}{R} * V_2 + \frac{R_3}{R} * V_3 \right)$$

En este caso se tiene una ganancia para cada voltaje de entrada, suponiendo que los valores de  $R_1$ ,  $R_2$  y  $R_3$  son diferentes.

- **Amplificador diferencial**

Un amplificador diferencial se encarga de amplificar la diferencia de los potenciales en sus entradas.



**Figura 27. Diagrama del amplificador diferencial.**

**Fuente:** (El amplificador operacional, 2010)

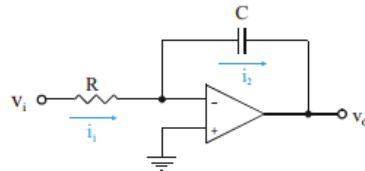
Con lo que el voltaje de salida cumple:

$$V_0 = \left( \frac{R_3}{R_3 + R_1} \right) \cdot \left( \frac{R_2 + R_4}{R_2} \right) \cdot V_2 - \left( \frac{R_4}{R_2} \right) \cdot V_1$$

En este caso se tiene una ganancia para cada tensión de entrada, suponiendo que los valores de  $R_1, R_2, R_3$  y  $R_4$  son diferentes.

- **Amplificador integrador**

Esta configuración tiene como salida un voltaje proporcional al área de trabajo de la curva del voltaje de entrada, es decir la integral del voltaje de entrada pero invertido en fase.



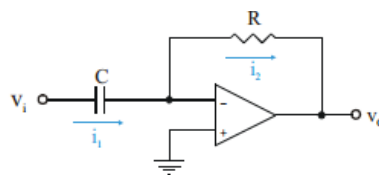
**Figura 28. Diagrama del amplificador integrador.**

**Fuente:** (El amplificador operacional, 2010)

Con lo que el voltaje de salida cumple:

$$V_0 = Vi(0) - \left(\frac{1}{RC}\right) \int_0^t Vi dt$$

- **Amplificador derivador**



**Figura 29. Diagrama del amplificador derivador.**

**Fuente:** (El amplificador operacional, 2010)

Con lo que el voltaje de salida cumple:

$$V_0 = -RC \frac{dvi}{dt}$$



- **Comparadores**

Los circuitos comparadores se utilizan para detectar cuando una señal sobrepasa un cierto nivel de tensión, es decir comparan el valor de la tensión de entrada con un valor de tensión de referencia. Su funcionamiento se basa en cambiar los valores de saturación de  $-V_{sat}$  a  $+V_{sat}$  en su salida, cuando la señal de entrada supera el límite del valor de referencia impuesto (Cifuentes González, 2010).

$$V_o = +V_{sat} \text{ cuando } V_i > V_{ref}$$

$$V_o = -V_{sat} \text{ cuando } V_i < V_{ref}$$

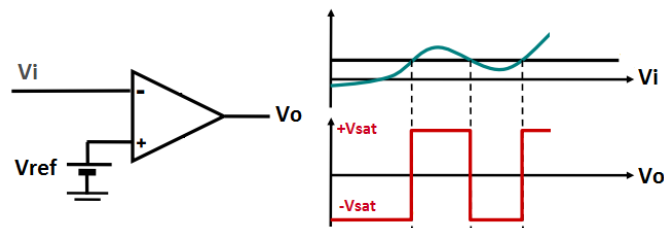


Figura 30. Diagrama y salida de un comparador sin histéresis.

Fuente: (Cifuentes González, 2010)

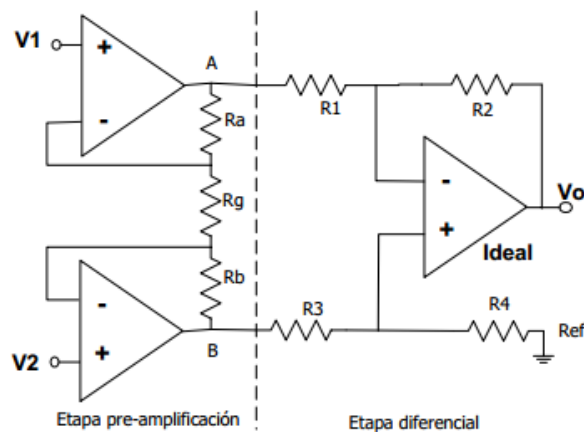
### 2.5.2 Amplificador de instrumentación

El amplificador de instrumentación es un amplificador diferencial tensión-tensión cuya ganancia puede establecerse de forma muy precisa y que ha sido optimizado para que opere de acuerdo a su propia especificación aún en un entorno hostil. Es un elemento esencial de los sistemas de medida, especialmente en sistemas de instrumentación biomédica, ya que ofrece características funcionales propias e independientes de los restantes elementos con los que interacciona (Drake Moyano, 2005).

Los amplificadores de instrumentación deben cumplir con los siguientes requisitos (El amplificador operacional, 2010), (Cifuentes González, 2010):

- Ganancia: seleccionable, estable, lineal.
- Entrada diferencial: con *rechazo al modo común* (CMRR) alto. Este término se refiere a la razón entre la ganancia de modo diferencia ( $V_2 - V_1$ ) y la ganancia en modo común (idealmente cero). Se mide en decibelios.
- Error despreciable debido a las corrientes y tensiones de offset.
- Impedancia de entrada alta.
- Impedancia de salida baja.

El amplificador de instrumentación es en realidad un arreglo de amplificadores formado por tres amplificadores operacionales y presenta dos etapas (Drake Moyano, 2005):



**Figura 31. Diagrama de un amplificador de instrumentación.**

**Fuente:** (Moreno Velasco)

- **Etapa de pre amplificación:** aumenta la impedancia de entrada del conjunto, gracias a su configuración no inversora iguala la impedancia del circuito a la del amplificador operacional.
- **Etapa diferencial:** resta las señales de entrada que ya fueron previamente amplificadas.

## 2.6 EL ELECTROMIÓGRAFO

El instrumento desarrollado para detectar las señales bioeléctricas generadas por los músculos esqueléticos se denomina electromiógrafo. Este instrumento capta las señales por medio de electrodos ubicados en la zona que se desea estudiar. Como se analizó en secciones anteriores, los electrodos pueden ser superficiales o de aguja, dependiendo del método de medición de EMG que se desee utilizar. Las señales detectadas pasan por un proceso de amplificación y filtrado para finalmente ser graficadas de manera que dicha información sea legible y entendible para el médico o para el investigador.

El electromiógrafo internamente está constituido de varias etapas, las cuales se detallan a continuación:

### 2.6.1 Etapa de pre amplificación

La amplitud de las señales de SEMG depende de varios factores como son la posición, el tipo y material de los electrodos utilizados para la medición. Una señal típica de SEMG va desde 50  $\mu$ V a 5 mV y puede tener componentes de frecuencia de hasta 10kHz, sin embargo, como ya se mencionó previamente en este proyecto, la mayor cantidad de actividad electromiografía

se encuentra alrededor de los 50 Hz. Por ello es necesario amplificar la señal detectada por los electrodos, con el fin de que pueda ser detectada por el sistema de adquisición de datos con el que se trabaje y para que pueda ser analizada como corresponde.

El amplificador que se utiliza generalmente para el electromiógrafo es un amplificador de instrumentación diferencial, cuya impedancia de entrada debe ser alta, entre  $10^9$  y  $10^{12}$  ohmios. Se recomienda que la etapa de pre amplificación se ubique lo más cerca posible de los electrodos y del paciente, con el fin de evitar capacitancias parásitas y ruido introducido por cables y otros dispositivos médicos. (Flores Rivera & René) Además, es importante tomar en cuenta el CMRR que debe ser de mínimo 90 dB.



**Figura 32. Amplificación de la señal EMG.**

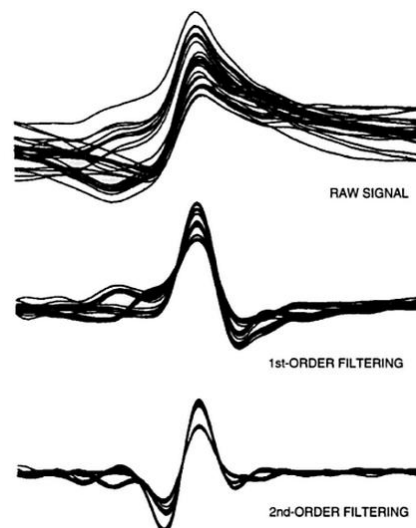
**Fuente: (propia)**

### **2.6.2 Etapa de filtrado**

La señal resultante de la etapa de pre amplificación tiene un valor de amplitud mayor con el que es más sencillo trabajar, sin embargo contiene una mezcla de ruido y señales biológicas como las señales del ECG, de la respiración, entre otras; dependiendo del lugar de donde se haya realizado la medición. Por lo tanto es necesario filtrar dicha señal eliminando componentes de frecuencia ajenos a la señal EMG detectada.

Como se mencionó en secciones anteriores, el rango de frecuencia en el que se encuentra la mayor cantidad de información de las señales EMG es de los 10 a los 500 Hz, por lo que cualquier otra frecuencia pertenece a las señales que se desea filtrar. Para ello se pueden utilizar algunas técnicas, una de ellas es la de implementar un filtro pasa banda que permita el paso de las frecuencias deseadas, sin embargo el ruido generado por la red corresponde a una frecuencia de 50 a 60 Hz. Por esta razón es necesario tomar en cuenta, no solo la configuración del filtro, sino también su orden. El orden del filtro permite la reducción del ruido en gran medida (Flores Rivera & René).

En la figura a continuación se presenta un potencial típico de EMG, al cual se le han aplicado varios filtros de distinto orden cada uno; se puede observar cómo se reduce el ruido dependiendo del orden del filtro; llegándose a la conclusión de que los filtros de segundo orden son más efectivos al momento de eliminar frecuencias no deseadas, incluyendo al ruido generado por interferencias de equipos adyacentes. (Cifuentes González, 2010).



**Figura 33. Efectos de un filtro pasa banda aplicado a un potencial de una UM.**

**Fuente:** (Cifuentes González, 2010)

### 2.6.3 Conversión análoga / digital

La conversión análoga / digital (A/D) consiste en transformar señales continuas o señales físicas a niveles de voltaje que representan un código binario <sup>[18]</sup>. Un conversor A/D admite señales en un rango específico de voltaje y lo divide a su vez en niveles discretos. (Bolaños Logroño & López Alarcón, 2009).

El proceso de digitalización de una señal consta de varias etapas:

- **Muestreo:** es la etapa en la que se toman muestras de la señal continua, la velocidad máxima de muestreo depende del reloj interno del conversor y se conoce como *frecuencia de muestreo*.
- **Retención:** en esta etapa se mantiene el valor de la muestra el tiempo necesario para que esta sea procesada.
- **Cuantificación:** en esta etapa se mide el valor de voltaje recibido y se le asigna un valor único de salida.
- **Codificación:** finalmente en esta etapa se traduce el valor cuantificado a un valor binario.

Si bien el proceso de conversión A/D permite adquirir señales del mundo real y procesarlas para dar aplicaciones a la información de las mismas, presenta una desventaja importante, que es la pérdida de información. Estas pérdidas se deben principalmente a truncamientos y redondeos al momento de la codificación. Para evitar esta pérdida de información se debe aplicar el teorema de Nyquist, el cual dicta que para que una señal pueda ser completamente reconstruida sin pérdida de información, la frecuencia de muestreo debe ser al menos del valor del doble de armónico más grande de

la señal análoga que se desea reconstruir. En el caso de las señales de SEMG el armónico más grande esta entre los 400 y 450 Hz (Cifuentes González, 2010).

## 2.7 TARJETA STM32F4DISCOVERY

La tarjeta STM32F4DISCOVERY es una herramienta de desarrollo de bajo costo y fácil de usar con la finalidad de evaluar y trabajar con el microcontrolador de alto desempeño STM32F4 (STMicroelectronics, 2014).

### 2.7.1 Características

La tarjeta STM32F4DISCOVERY presenta las siguientes características:

- Microcontrolador STM32F407VGT6 con 1 MB de memoria flash, 192 KB de RAM.
- Velocidad de 168 MHz e impresionante suficiencia energética, con un consumo menor a 1 $\mu$ A el reloj en tiempo real.
- ST -LINK / V2 incorporado con interruptor de selección de modo para utilizar el kit como ST -LINK / V2 independiente.
- Fuente de poder en la tarjeta: por medio de USB o de una fuente externa de 5V.
- Fuente de alimentación externa para aplicaciones: 3V y 5V.
- Sensores de movimiento, acelerómetro de salida digital de 3 ejes.
- Sensor de audio, micrófono digital omnidireccional.
- DAC para audio con driver de parlante tipo D.
- Ocho LEDs:
  - LD1 (rojo/verde): para comunicación USB.
  - LD2 (rojo): para voltaje encendido de 3.3V.

- Cuatro LEDs para el usuario: LD3 (tomate), LD4 (verde), LD5 (rojo) y LD6 (azul).
- 2 LEDs OTG para USB: LD7 (verde) VBus y LD8 (rojo) sobre corriente.
- Dos pulsadores: uno para el usuario y otro para reiniciar.
- USB OTG con conector micro AB.

### 2.7.2 Hardware y disposición

La tarjeta STM32F4DISCOVERY está diseñada alrededor del microcontrolador en un paquete de 100 pines. A continuación se presenta el diagrama de bloques de la tarjeta, donde se puede apreciar las conexiones entre el microcontrolador y sus periféricos.

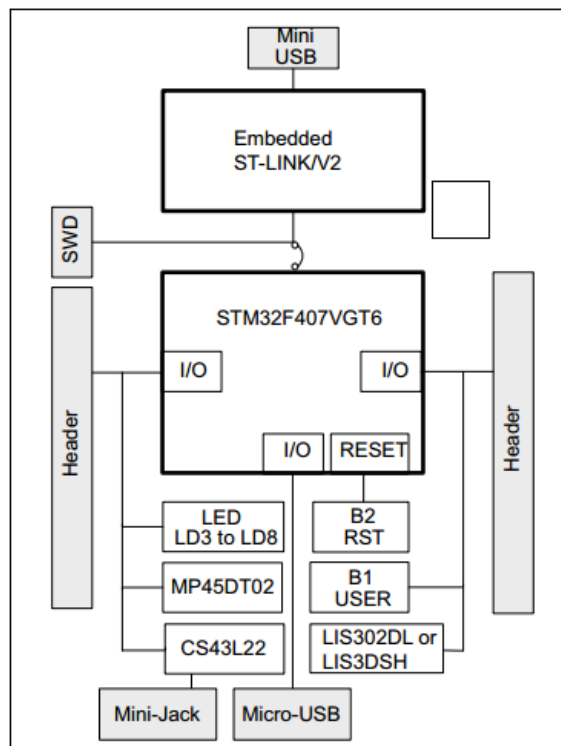


Figura 34. Diagrama de bloques de la Tarjeta STM32F4DISCOVERY.

Fuente: (STMicroelectronics, 2014)



La tarjeta tiene dos puertos USB de comunicación, mediante el puerto mini USB se puede programar el microcontrolador. Una de las ventajas principales de esta tarjeta es que su controlador soporta programación en lenguaje de alto nivel, como es Simulink de Matlab. Mientras que el puerto micro USB es un periférico de salida que se puede utilizar para transmitir información desde la tarjeta hacia el computador.

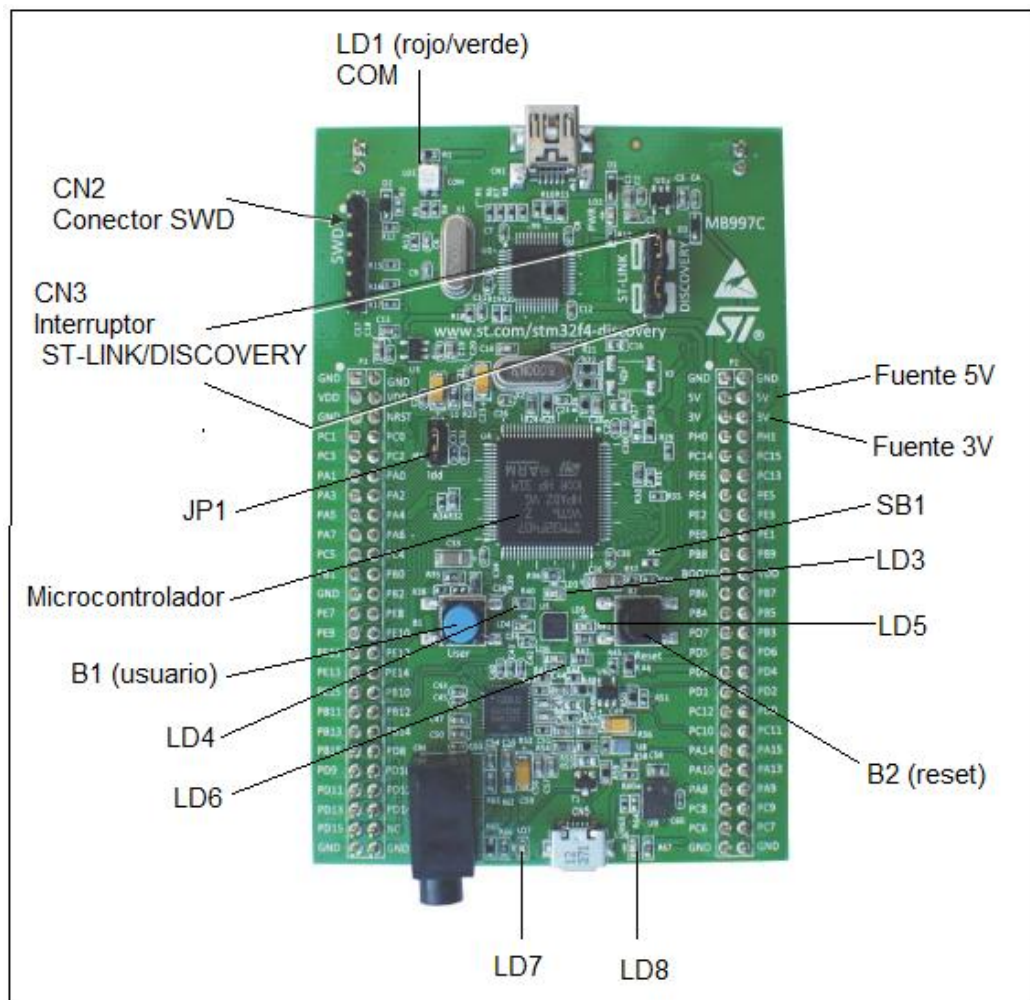


Figura 35. Disposición de la Tarjeta STM32F4DISCOVERY.

Fuente: (STMicroelectronics, 2014)

## **CAPÍTULO 3**

### **DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL HARDWARE DEL PROTOTIPO**

#### **3.1 DESCRIPCIÓN DEL PROTOTIPO**

En el presente capítulo se va a detallar el diseño y la implementación del prototipo de electromiógrafo, objeto del presente proyecto. Para comenzar es necesario realizar una descripción del dispositivo que se va a diseñar:

- El sistema de electromiografía computarizada va a ser un sistema portátil, es decir que no requiere de cables ya sea para la comunicación con el computador como para la alimentación. Por lo tanto el dispositivo debe ser alimentado con baterías. En cuanto a la comunicación, el prototipo va a contar con un módulo Bluetooth mediante el cual se van a enviar las señales al computador en tiempo real, es decir que exista el menor desfase posible entre la señal generada en el músculo y la visualización de la misma en pantalla.
- El prototipo va a disponer de un canal de entrada mediante el cual se hará la recepción de las señales, este canal de entrada se compone de tres electrodos, dos bipolares y uno de referencia, que van a estar en contacto con la superficie de la piel del músculo en estudio.
- La tarjeta de adquisición de datos con la que se desea trabajar es la STM32F4 Discovery, que permitirá realizar el muestreo de la señal así como la etapa de filtrado de la misma. De esta manera es posible ahorrarse la implementación física de dicha etapa.

### 3.2 DETERMINACIÓN DE LOS REQUISITOS

Los requisitos que determinan el diseño del electromiógrafo dependen de las características de la señal de SEMG. Como se explicó en el capítulo 2, la señal SEMG es estocástica, esto quiere decir que no tiene un patrón definido sino que presenta patrones al azar. Sin embargo, se sabe que la amplitud de la señal tiene un rango de 50  $\mu\text{V}$  a 5 mV y se presenta en un rango de frecuencias de 10 a 500 Hz, encontrándose la mayor cantidad de actividad electromiografía alrededor de los 50 Hz (Arbeláez Salazar, Gómez Angarita, & Mendoza Vargas, 2007).

A continuación se presentan los requerimientos generales para el diseño del prototipo:

- En lo que a la alimentación del sistema se refiere, se debe contar con dos fuentes de voltaje capaces de alimentar a los amplificadores operacionales que funcionan con fuentes bipolares de energía.
- Los electrodos utilizados deben ser electrodos con gel para minimizar el ruido de contacto con la piel.
- Se precisa la utilización de un módulo Bluetooth para la comunicación inalámbrica del prototipo con el computador.
- El prototipo debe contar con una etapa de pre amplificación para receptar la señal proveniente de los electrodos, una etapa de integración para evitar posibles saturaciones y una etapa de amplificación previa al muestreo.
- Es necesario utilizar un circuito especializado para el electrodo de referencia del sistema con la finalidad de disminuir posibles ruidos e interferencias.

### 3.3 DIAGRAMA DE BLOQUES DEL PROTOTIPO

Para realizar el diseño del prototipo se lo ha dividido en las etapas que se muestran en el diagrama de bloques de la Figura 36, el diseño de cada una se lo hizo por separado con la finalidad de que cumplan con los requisitos planteados.

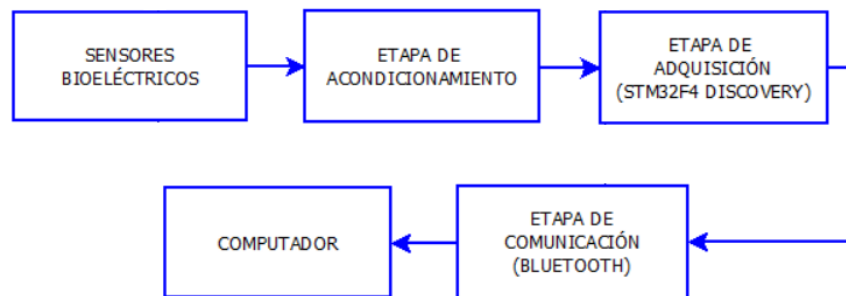


Figura 36. Diagrama de bloques del Electromiógrafo implementado.

#### 3.3.1 Sensores bioeléctricos

El sensor convierte la medición física en una salida eléctrica, convirtiéndose así en un puente de información entre el sistema biológico y el instrumento de registro de la señal. Es importante elegir el sensor adecuado para que este no afecte las características de la bioseñal. Los sensores bioeléctricos con los que se va a trabajar son los electrodos de superficie con gel, debido a que el gel ayuda a disminuir el ruido intrínseco que existe al contacto del electrodo con la superficie de la piel (Cifuentes González, 2010). Se debe trabajar con tres electrodos uno positivo, otro negativo y uno de referencia, se trabaja con dos electrodos ya que las mediciones biológicas se las realiza de manera bipolar. Además, los electrodos deben tener un tamaño manejable para que cause la menor molestia posible para el paciente.

### **3.3.2 Etapa de acondicionamiento de la señal**

Una vez detectada la bioseñal con la ayuda de los electrodos, ésta debe pasar por una etapa de acondicionamiento, donde es amplificada en base a la referencia, esto quiere decir que la ganancia total de la etapa de pre amplificación depende de la señal receptada por el electrodo de referencia, ubicado en un lugar eléctricamente inactivo.

Conjuntamente con la amplificación, en esta etapa es preciso integrar la señal adquirida y pre amplificada de manera que se eviten posibles saturaciones en el sistema. Finalmente se añade una última amplificación de la señal para que esté lista para pasar a la etapa de adquisición.

Esta etapa es de vital importancia ya que permite ajustar la señal a las especificaciones del hardware con las que se desea trabajar en la etapa que sigue. Se deben tomar en cuenta los valores mínimos y máximos de entrada que soporta la tarjeta de adquisición.

### **3.3.3 Etapa de adquisición de la señal**

Esta etapa consiste básicamente en el muestreo de la señal detectada y acondicionada para posteriormente ser filtrada dentro de la tarjeta STM32F4 Discovery. Debido a que la señal tiene un rango de frecuencia de 10 a 500 Hz, la frecuencia de muestreo mínima debe ser de 1000Hz, es decir la frecuencia de Nyquist. De igual manera, los filtros digitales implementados en la tarjeta deben eliminar todas las frecuencias parásitas que se encuentran fuera del rango mencionado.

### **3.3.4 Etapa de comunicación con el computador.**

Una vez que la señal ha sido acondicionada y filtrada, está lista para ser visualizada, para lo cual es necesario enviarla al computador. Debido a que la tarjeta de adquisición STM no cuenta con un módulo embebido de comunicación inalámbrica, es necesario utilizar un módulo Bluetooth externo. Lo que hace la tarjeta es activar dicho módulo para que se comuniquen con el computador.

## **3.4 DISEÑO DEL PROTOTIPO POR ETAPAS**

### **3.4.1 Etapa de sensores bioeléctricos**

El primer aspecto que se debe considerar para el diseño del electromiógrafo es el tipo de electrodos con los que se va a trabajar. Para ello se deben tomar en cuenta que los electrodos deben tener la característica de poder ser utilizados sin la necesidad de supervisión médica, así como que deben ser capaces de adquirir las señales con un nivel de ruido adecuado (Pineda López, 2014).

#### **Requisitos de los electrodos**

Como se mencionó anteriormente, los electrodos son el primer elemento del prototipo y se deben considerar ciertos aspectos físicos para realizar una selección apropiada de los mismos. A continuación se presentan los requerimientos de los electrodos para un sistema SEMG.

Tabla 2

## Requisitos de los electrodos

Electrodos		
<b>Número</b>	3 (bipolar y referencia)	
<b>Material</b>	Ag / AgCl	
<b>Gel</b>	Electrolítico	
<b>Adheribles</b>	Fuerte adhesivo	
<b>Diámetro</b>	40 mm máximo	
<b>Conector</b>	Redondo	
<b>Distancia entre electrodos</b>	20 mm – 30 mm	
<b>Ubicación</b>	Longitudinal o Transversal	
<b>Ubicación referencia</b>	<b>electrodo</b>	<b>de</b> Área eléctricamente inactiva.

## Selección de los electrodos

Para la selección de los electrodos se analizaron las distintas opciones existentes en el mercado, dependiendo de la casa comercial los electrodos presentan diferentes características.

Tabla 3

## Comparación entre electrodos comerciales

Parámetro	3M	Welch Allyn	SKINTACT
<b>Material</b>	Ag/AgCl	Ag/AgCl	Ag/AgCl
<b>Gel</b>	Hipo alergénico	Gel de estrés	Aqua-Tac
<b>Diámetro</b>	60mm	40mm	43mm
<b>Adheribles</b>	Fuerte/hipo alergénico	Fuerte	Estándar
<b>Conector</b>	Redondo	Redondo	Redondo

Tomando en cuenta los requisitos propuestos para los electrodos y las opciones existentes, se optó por trabajar con electrodos desechables de superficie con placa de Ag/AgCl de la marca Welch Allyn. Estos electrodos son muy utilizados para ECG pero también funcionan muy bien al momento de detectar señales de SEMG y como se puede apreciar en la Tabla 3, cumplen con los requisitos planteados inicialmente.



**Figura 37. Electrodo de superficie de Ag/AgCl utilizados en el prototipo.**

Se utilizaron tres electrodos para la adquisición de las señales, el electrodo inversor, el no inversor y el de referencia. Los electrodos serán ubicados siguiendo las recomendaciones de la SENIAM.

#### **3.4.2. Etapa de Acondicionamiento de la señal**

La etapa de acondicionamiento, a su vez, se divide en cuatro sub etapas que son: la alimentación del sistema, la etapa de pre amplificación, la etapa de integración y la etapa de amplificación. La señal, después de haber sido detectada por los electrodos, debe pasar por estas etapas para que pueda ser detectada y muestreada por la tarjeta de adquisición, caso contrario la señal que detectaría la tarjeta sería puramente ruido.



El diagrama de bloques que se presenta en la Figura 38 muestra la estructura interna de la etapa de acondicionamiento de la señal.

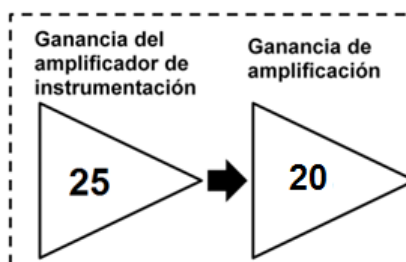


**Figura 38. Diagrama de bloque de la etapa de acondicionamiento de la señal.**

### Requisitos de la etapa de Acondicionamiento

Para determinar los requisitos de la etapa de acondicionamiento se debe tomar en cuenta la señal con la que se va a trabajar así como la señal que se desea obtener en términos de rango, frecuencia y ruido. De esta manera, se determinaron los requerimientos para cada una de las sub etapas, considerando las características de la señal SEMG detectada por los electrodos y los valores mínimos detectados por la tarjeta de adquisición STM en sus entradas analógicas.

Se estableció una ganancia total del sistema de 500 de manera que, de la señal SEMG que ingresa al sistema, que está en un rango de  $50\mu\text{V}$  a  $5\text{mV}$ , a la salida se obtenga una señal en un rango de  $25\text{mV}$  a  $2.5\text{V}$ . La ganancia se determinó utilizando los valores máximo y mínimo esperados de la señal de SEMG, al igual que los valores máximo y mínimo con los que trabaja la tarjeta STM4 DISCOVERY. La tarjeta detecta valores desde  $0.2\text{mV}$  hasta los  $3.3\text{V}$ .



**Figura 39. Ganancia total de la etapa de adquisición.**

### Alimentación del sistema

La etapa de alimentación del sistema se encarga de suministrar energía al hardware del prototipo, lo que incluye amplificadores operacionales y la tarjeta de adquisición. Tomando en cuenta estos aspectos se establecieron los siguientes requisitos.

**Tabla 4**

#### Requisitos de la etapa de alimentación

Etapa de Alimentación	
Alimentación STM	5V
Alimentación amplificadores	$\pm 9V$
Alimentación circuito	Bipolar
Corriente	Continua

Un aspecto importante del diseño es la alimentación, el sistema del electromiógrafo tiene como fuente de alimentación dos baterías de 9 voltios que se encargan de suministrar energía a todas las etapas del prototipo. Se seleccionaron baterías de 9V debido a que son comerciales y fáciles de reemplazar. Conjuntamente, se van a utilizar dos baterías ya que los amplificadores necesitan alimentación bipolar, es decir, polarización con voltaje positivo y negativo.

En cuanto a la alimentación de la tarjeta se refiere, se utilizó un regulador de voltaje, que a su entrada reciba los nueve voltios provenientes de las baterías y a la salida entregue los cinco voltios que necesita la tarjeta para trabajar. Los reguladores de voltaje de la familia L78 ofrecen una gran variedad de rangos de regulación de voltaje, así como protección contra corto circuitos haciéndolos robustos, además soportan altas temperaturas. Por estas razones se decidió trabajar con el regulador de voltaje L7805.

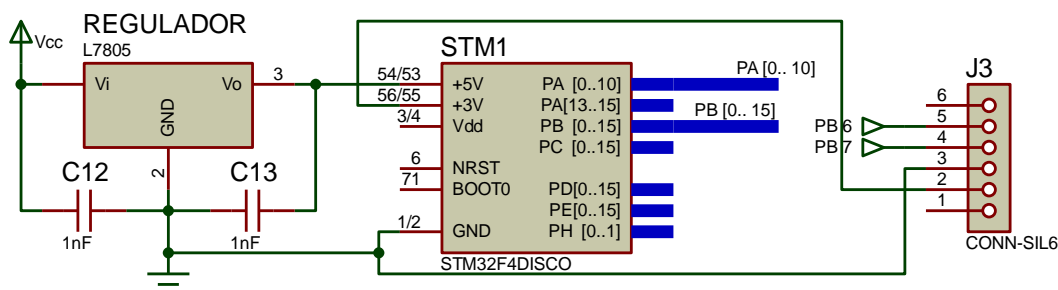


Figura 40. Diagrama del circuito de alimentación de la tarjeta STM32F4 Discovery.

Para el diseño del circuito de alimentación presentado en la Figura 40, se utilizó la configuración común del L7805 recomendada por el fabricante, en la cual se utilizan dos capacitores electrolíticos conectados a tierra para eliminar posibles perturbaciones en la señal tanto de entrada como de salida.

### Pre amplificación

La etapa de pre amplificación es probablemente la etapa más importante del hardware, ya que es la encargada de recibir las bioseñales, amplificarlas y establecer una referencia de medición para el sistema. Esta etapa se encuentra en contacto directo con las señales adquiridas.

Tabla 5

#### Requisitos de la etapa de pre amplificación

Etapa de Pre amplificación	
<b>Amplificador</b>	Instrumentación
<b>Número de canales</b>	1
<b>Impedancia de entrada</b>	$10^9 - 10^{12}$ ohmios    2 – 10 pF
<b>Ganancia</b>	25
<b>CMRR</b>	$\geq 90$ dB
<b>Corriente de polarización de entrada</b>	$\leq 20$ nA

Para la etapa de pre amplificación se utilizó un amplificador de instrumentación, como se establece en los requisitos, debido a que este arreglo de amplificadores operacionales es de alta precisión y tiene un buen rendimiento en entornos hostiles (Texas Instruments, 2005), como puede ser un hospital.

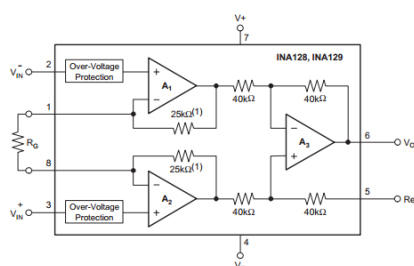
Basándose en los requisitos se estableció una tabla comparativa entre los amplificadores operacionales AD620 y el INA129.

**Tabla 6**

**Tabla comparativa de amplificadores de instrumentación**

	<b>AD620</b>	<b>INA129</b>
<b>Número de canales</b>	1	1
<b>CMRR</b>	100 dB	120 dB
<b>Impedancia de entrada</b>	$10^{10} \Omega \parallel 2 \text{ pF}$	$10^{10} \Omega \parallel 2 \text{ pF}$
<b>Corriente de polarización de entrada</b>	1nA max	5nA max
<b>Alimentación</b>	$\pm 2.3 \text{ V a } \pm 18 \text{ V}$	$\pm 2.25 \text{ V a } \pm 18 \text{ V}$
<b>Ganancia</b>	1 a 1000	1 a 10000
<b>Protección</b>	N/A	Sobre voltaje

Se decidió trabajar con el amplificador de instrumentación INA 129 de Texas Instruments, ya que cumple con los requisitos establecidos y además está recomendado por el fabricante para instrumentación médica. Igualmente trabaja con bajos valores de voltaje, su consumo de energía en estado inactivo es de  $700\mu\text{V}$ , lo que lo hace ideal para sistemas que funcionan con baterías.



**Figura 41. Configuración interna del INA 129.**

**Fuente:** (Texas Instruments, 2005)

Los amplificadores operacionales INA 129 son amplificadores de bajo consumo que ofrecen una excelente precisión y son ideales para una gran variedad de aplicaciones, entre ellas las que tienen que ver con la instrumentación médica y adquisición de datos, su estructura interna se muestra en la Figura 41.

La ganancia del INA 129 está determinada por dos etapas, la ganancia de la sección amplificadora y la ganancia de la parte diferencial. A continuación se muestra la ecuación determinada por el fabricante para establecer la ganancia total del amplificador (Texas Instruments, 2005).

$$G = 1 + \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{R_G}$$

Donde  $R_G$  es el valor de la resistencia para fijar la ganancia deseada y  $G$  corresponde al valor de la ganancia.

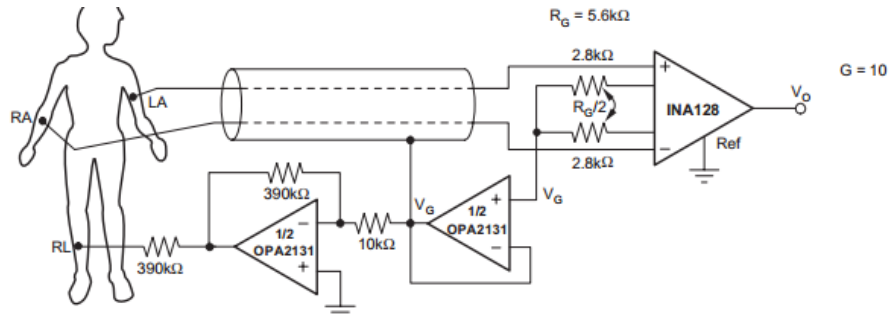
En el caso del presente proyecto, se estableció una ganancia de la etapa de pre amplificación de 25, con lo que se realizaron los cálculos para obtener el valor de la resistencia  $R_G$ .

$$25 = 1 + \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{R_G} \rightarrow R_G = 2.06 \text{ k}\Omega$$

$$R_G = 2 \text{ k}\Omega$$

Para esta etapa adicionalmente se utilizó un circuito de retroalimentación de pierna derecha (Figura 42) propuesto por el fabricante, utilizado para registrar señales de ECG (Texas Instruments, 2005). Debido a que ambas señales corresponden a potenciales iónicos es posible utilizar el mismo circuito, sin embargo para el caso del electromiógrafo, fue necesario realizar la modificación de la posición de los electrodos. El circuito propuesto, sirve para evitar las corrientes de desbalance y para compensar problemas de ruido

de modo común que se puedan presentar en la entrada diferencial del amplificador de instrumentación.

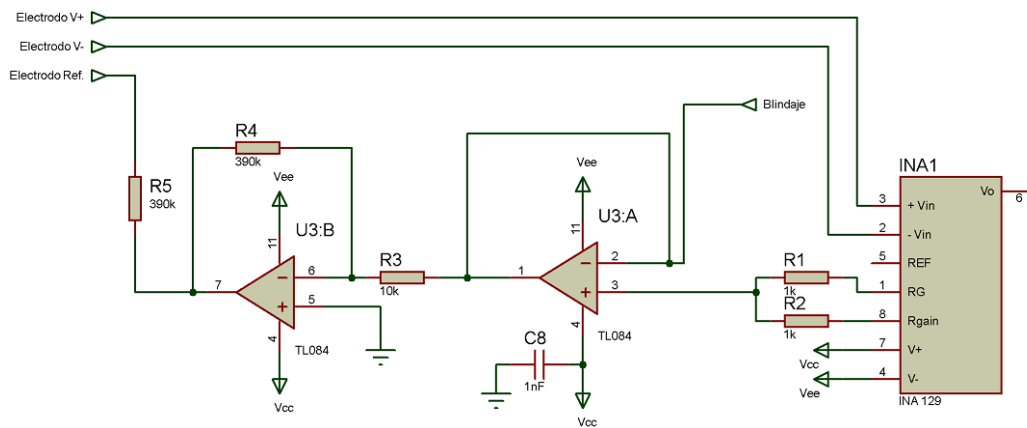


**Figura 42. Circuito de retroalimentación para disminuir corrientes de fuga en el ECG.**

**Fuente:** (Texas Instruments, 2005)

Como se puede apreciar en la Figura 42, la resistencia total calculada se divide en dos y se las conecta al circuito de retroalimentación de pierna derecha.

El esquema eléctrico de la etapa de pre amplificación se presenta en la Figura 43, cabe notar que la entrada del segundo amplificador corresponde al blindaje del cable conductor que lleva la señal de los electodos.



**Figura 43. Diagrama del circuito de retroalimentación para disminuir corrientes de fuga para el prototipo de Electromiógrafo.**

## Integración

El circuito integrador tiene como entrada la salida del amplificador de instrumentación, con la finalidad de disminuir el voltaje de offset a la salida del amplificador y evitar que este se sature.

**Tabla 7**

### Requisitos de la etapa de integración

Etapa de integración	
Amplificador	Operacional de propósito general
Frecuencia de trabajo	50Hz
Entrada	Señal pre amplificada
Consumo de energía	Bajo (menor a 2mA)

El circuito integrador tiene como entrada la salida del amplificador de instrumentación, con la finalidad de disminuir el voltaje de offset a la salida del amplificador y evitar que este se sature.

El amplificador de instrumentación INA 129 tiene un pin de referencia, el mismo que va conectado a la salida del circuito integrador. Al eliminar voltajes de offset y posibles saturaciones la señal a la salida del integrador se convierte en la señal de referencia para el INA 129.

Para el diseño del circuito de la Figura 44, se utilizó la frecuencia más alta esperada que en este caso es 500 Hz, tomando 10 muestras se tiene que la frecuencia del integrador es de 50Hz, correspondiente a la frecuencia donde se encuentra mayor actividad en las señales SEMG (Cifuentes González, 2010).

$$f = \frac{1}{T} \text{ y } T = R \cdot C$$

$$\frac{1}{50} = R \cdot C = 0.02$$

De donde se obtiene aproximadamente:

$$R \cdot C = (270k\Omega) \cdot (0.1\mu F)$$

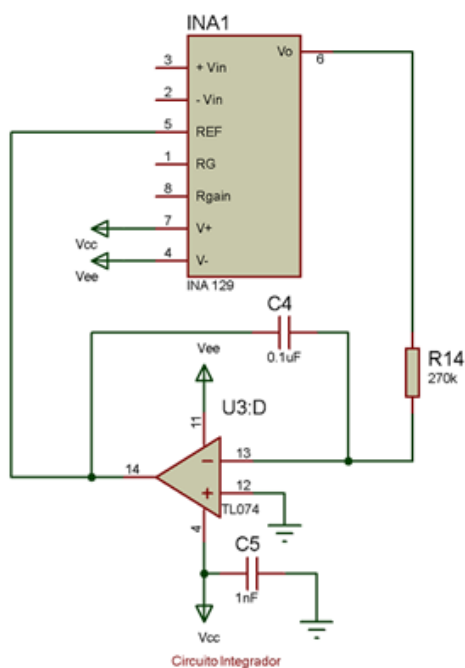


Figura 44. Diagrama del circuito integrador.

### Amplificación

Finalmente, a la salida del amplificador de instrumentación se tiene una última fase de amplificación mediante un amplificador operacional en configuración no inversora, que proporciona una ganancia de 20.

Tabla 8

#### Requisitos de la etapa de amplificación

Etapa de Amplificación	
Amplificador	Operacional de propósito general
Impedancia de entrada	Alta ( $10^9 - 10^{12}$ ohmios)
Ganancia	20
CMRR	$\geq 90$ dB
Consumo de energía	Bajo (menor a 2mA)

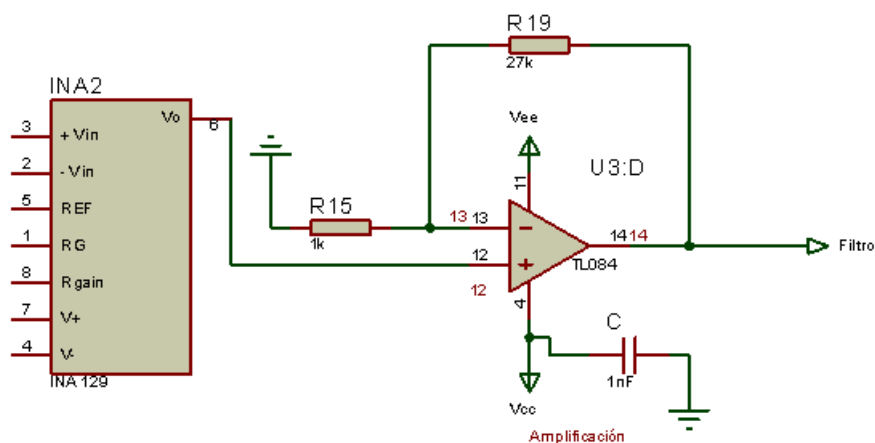


Como se vio en el capítulo 2, basándose en la ecuación para diseñar un amplificador en configuración no inversora se tiene:

$$G = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right)$$

$$20 = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) \rightarrow 19 = \frac{R_2}{R_1}$$

$$R_1 = 1.5k\Omega ; R_2 = 30k\Omega$$



**Figura 45. Diagrama del circuito del amplificador operacional en configuración no inversora.**

Como se puede apreciar en la Figura 45, el amplificador operacional de propósito general que se utilizó fue el TL084 de Texas Instruments. Se seleccionó estos amplificadores ya que son de bajo consumo, tienen un rechazo al modo común de 86dB y además, integran cuatro amplificadores operacionales en un mismo circuito integrado, lo que reduce el tamaño del prototipo.

### 3.4.3 Etapa de Adquisición de datos (STMF4 DISCOVERY)

La adquisición de los datos se realiza mediante la tarjeta STMF4 DISCOVERY, la misma que se encarga del muestreo, la conversión análoga / digital de la señal y posteriormente del filtraje de la misma. El programa que

se encuentra en la tarjeta permite realizar el muestreo con una frecuencia de 1250 Hz.

En la Figura 46 se puede apreciar el diagrama implementado en la etapa de adquisición de datos.



**Figura 46. Diagrama implementado en la etapa de adquisición de datos.**

Debido a que esta etapa corresponde puramente a programación, va a ser tratada y explicada en detalle en el Capítulo 4 del presente documento.

#### 3.4.4 Etapa de Comunicación

La etapa de comunicación se encarga del envío de la señal acondicionada desde la tarjeta al computador haciendo uso del protocolo de comunicación serial 802.15, que corresponde a la comunicación mediante Bluetooth.

Para realizar la selección del módulo Bluetooth se deben tomar en cuenta ciertos aspectos con los que trabaja el sistema de electromiografía que se desea implementar, para lo cual se realizó una comparación entre los módulos HC-05 y HC-06, que son módulos Bluetooth existentes en el mercado.

Tabla 9

Tabla comparativa entre los módulos Bluetooth HC-05 y HC-06

HC-05	HC-06
Modo Maestro /esclavo modificable	Modo Esclavo fijo
Contraseña: 1234	Contraseña: 1234
En modo Master el módulo se puede enlazar con cualquier dispositivo esclavo.	En modo Master el módulo se puede enlazar únicamente con el último dispositivo esclavo con el que se enlazó.
Comunicación punto a punto	Comunicación punto a punto
Alimentación: 3.3V	Alimentación: 3.3V
Consumo de energía: 25mA	Consumo de energía: 25mA

Basándose en las características de los módulos Bluetooth existentes en el mercado se decidió trabajar con el HC-05, la razón de dicha selección se debe a que para el prototipo implementado se requiere que el módulo trabaje en modo maestro, ya que es el encargado de establecer la comunicación y de enviar la señal al computador.

En la Figura 47 se puede ver el diagrama implementado de la etapa de comunicación, donde se tiene la señal acondicionada como entrada para la tarjeta STM y el módulo Bluetooth HC-05.

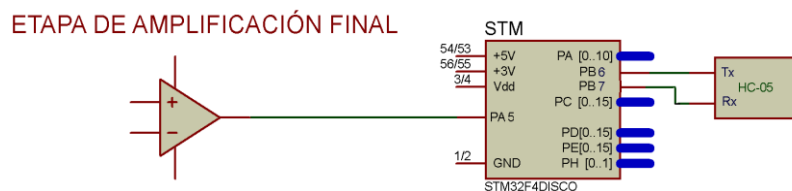


Figura 47. Diagrama implementado en la etapa de comunicación.

### 3.5 ESQUEMA GENERAL DEL PROTOTIPO

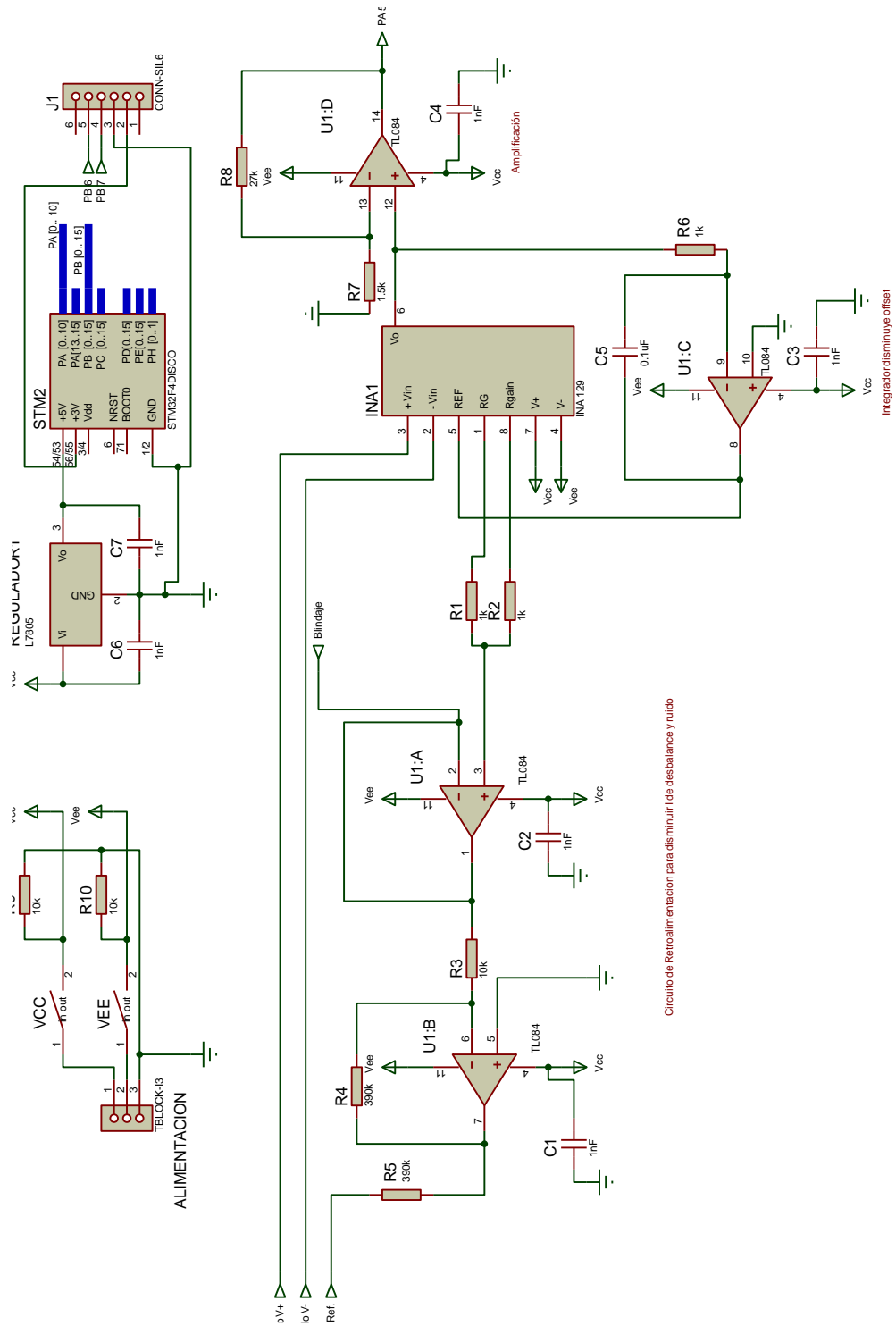
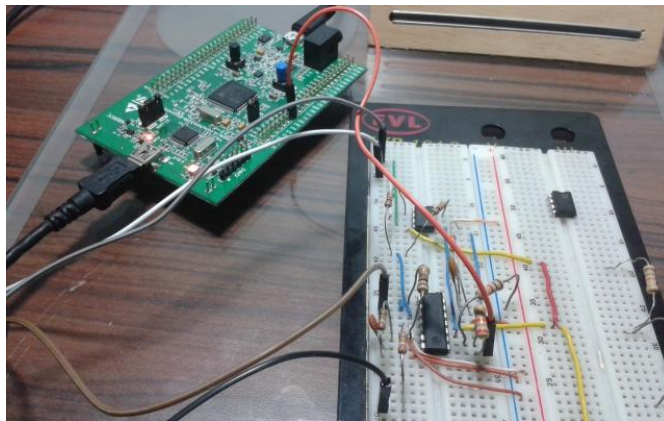


Figura 48. Diagrama general del prototipo.

### 3.6 IMPLEMENTACIÓN DEL PROTOTIPO

Antes de implementar el circuito diseñado, se realizaron pruebas de funcionamiento en un protoboard. Una vez demostrado que el diseño funciona se prosiguió con la construcción del circuito impreso, el mismo que fue creado utilizando el programa Proteus.



**Figura 49. Implementación del diseño del prototipo en un protoboard.**

Para realizar la placa en Proteus se deben considerar ciertos aspectos, entre ellos el tamaño máximo de la placa con el que se desea trabajar. En este caso no se desea diseñar un prototipo demasiado grande para evitar molestias al paciente al momento de utilizarlo, por lo que se optó por un tamaño de 13 cm de largo por 16 cm de ancho. Además, se debe considerar las entradas de alimentación de los sensores, estas no pueden ubicarse en la parte central de la placa, sino en los extremos, al igual que las entradas de alimentación.

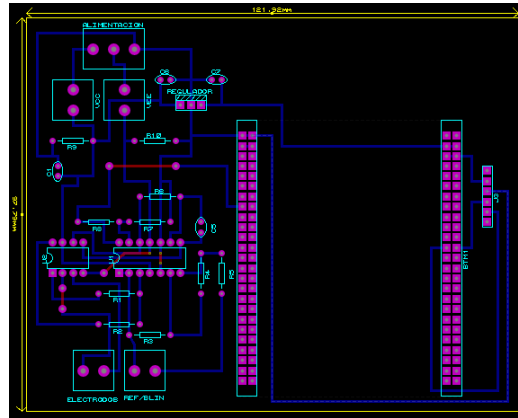


Figura 50. Diagrama de la placa del prototipo en Proteus

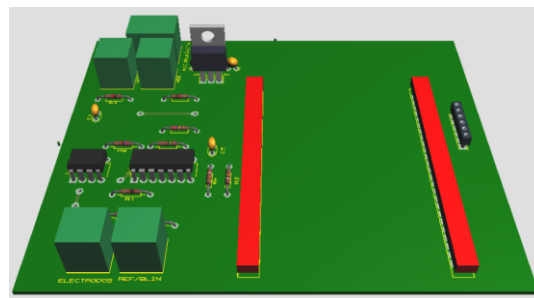


Figura 51. Diagrama de la placa en tercera dimensión.

Una vez realizado el diseño de la placa tomando en cuenta los elementos necesarios y las pistas, se procedió a implementar el prototipo en una baquelita de dimensiones 16 x 13 cm.

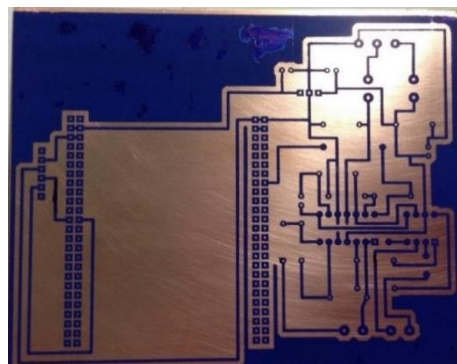


Figura 52. Gráfica de las pistas del prototipo pegadas en la baquelita.



**Figura 53. Placa del prototipo implementado.**

Finalmente, una vez que se ha implementado el prototipo y después de realizar las pruebas de funcionamiento respectivas, se procede a realizar la caja en la que se va a insertar el electromiógrafo. La caja fue hecha de madera tipo Mdf a la medida del prototipo, para ello se acudió a una cerrajería con las medidas del exactas prototipo.

Finalmente se tiene el dispositivo terminado, la Figura 52 muestra el sistema desarrollado. El tamaño del prototipo final es de 16.5 x 15.5 x 4 cm. El peso del prototipo es de aproximadamente 400 gr. Las características principales del equipo se describen en la tabla a continuación.

**Tabla 10**

**Características generales del prototipo.**

<b>Canales</b>	1
<b>Alimentación</b>	<b>Baterías</b>
<b>Frecuencia de muestreo</b>	1250 Hz
<b>Convertor A/D</b>	8 bits
<b>Filtro pasa alto</b>	5 Hz
<b>Filtro pasa bajo</b>	500Hz
<b>CMRR</b>	90dB.
<b>Interfaz de comunicación</b>	Bluetooth



Figura 54. Prototipo finalizado vista frontal.



Figura 55. Prototipo finalizado vista lateral.



## CAPÍTULO 4

### DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL SOFTWARE DEL PROTOTIPO

#### 4.1 DESCRIPCIÓN DEL SOFTWARE DEL PROTOTIPO

Dentro del software del prototipo se tienen dos partes principales, la programación de la tarjeta de adquisición de datos y el programa encargado de recibir la señal en el computador. Es decir que son dos programas distintos, el primero encargado de la recepción, filtrado y envío de la señal; y el segundo a cargo de la recepción de la señal y la visualización en tiempo real de la misma.

Como se habló en el capítulo primero del proyecto, una de las ventajas de trabajar con la tarjeta STM32F4 Discovery es la flexibilidad al momento de la programación, ya que soporta lenguajes de programación de alto nivel. Por esta razón, la programación de la tarjeta se la realizó en Simulink, para lo cual es necesario descargar las librerías que llevan el nombre de *Waijung* y *Addons* e instalarlas en Matlab, de manera que sea posible programar y configurar la tarjeta STM32F4 Discovery.

Por otro lado, el programa de recepción de la señal en el computador se lo realiza mediante el software de programación gráfica LabView. El motivo para la utilización de LabView es que permite la creación de interfaces de usuario dinámicas y sencillas, así como facilita la visualización de las señales.

## 4.2 DETERMINACIÓN DE LOS REQUISITOS DE SOFTWARE

De igual manera que para los requisitos de hardware, para el software es imperativo tomar en cuenta las características de la señal SEMG con la que se va a trabajar.

- En primer lugar, se debe establecer el periodo de muestreo de la señal, la frecuencia mínima de muestreo determinada por Nyquist debe ser 1000 Hz, por lo tanto el periodo mínimo de muestreo es de 1ms.
- Además, se deben establecer las características de los filtros, como la frecuencia de corte, el tipo, el orden.
- El HMI debe ser sencillo y fácil de utilizar, al mismo tiempo que debe contener la información necesaria del paciente, la pantalla para visualizar la señal en tiempo real y las herramientas necesarias para manipular la señal en caso de ser necesario.

## 4.3 DIAGRAMA DE BLOQUES DEL SOFTWARE DEL PROTOTIPO

El software para la adquisición de datos presenta varias etapas, la estructura del software del prototipo se presenta en el siguiente diagrama de bloques, la parte encerrada en un rectángulo verde forma parte de la programación que va dentro de la tarjeta de adquisición, mientras que la recepción de la señal y la visualización, que componen básicamente la interfaz gráfica, forman parte de la programación que va en el computador.



**Figura 56. Diagrama de bloques del software del prototipo.**

### 4.3.1 Adquisición de la señal

La adquisición de la señal trata básicamente el muestreo de la misma, la tarjeta STM se encarga de realizar el muestreo y la digitalización de la señal. La frecuencia mínima de muestreo se determina mediante Nyquist y se la configura en el interior de la tarjeta.

### 4.3.2 Etapa de filtrado

La etapa de filtrado es la etapa más importante de todo el diseño, ya que permite eliminar mediante filtros, el ruido, las interferencias y aquellas señales biológicas detectadas que no pertenecen a la señal SEMG. Se puede implementar un filtro pasa bandas o dos filtros uno pasa bajas y otro pasa altas en dicho orden, de cualquier manera las frecuencias admitidas deben ser aquellas en el rango de 5 a 500Hz, los valores de frecuencia que se encuentren fuera del rango deben ser eliminados.

### 4.3.3 Etapa de comunicación

Básicamente la etapa de comunicación se encarga de configurar los pines de transmisión y recepción de la tarjeta a los que estará conectado el módulo Bluetooth, cabe notar que los pines deben estar conectados de manera

cruzada. Esto quiere decir que el pin transmisor de la tarjeta irá conectado al receptor del módulo y viceversa con el pin receptor.

#### **4.3.4 Recepción de la señal**

La recepción de la señal es la primera función que realiza el programa implementado en el computador, se trata de la configuración y apertura del puerto de comunicación con el módulo de la tarjeta y de la recepción de la información enviada por el prototipo. Es necesario configurar la actualización de la recepción a un tiempo igual al de muestreo y envío de la señal.

#### **4.3.5 Visualización**

Finalmente, se tiene la última etapa del prototipo que corresponde a la visualización en tiempo real de la señal en el computador. Esta fase contiene básicamente el HMI mediante el cual el usuario va a interactuar con el hardware del prototipo y con la señal SEMG adquirida. Para el diseño del HMI se deben tomar en cuenta los datos del paciente, el nombre del músculo estudiado y obviamente la pantalla de visualización de la señal. El HMI debe ser lo bastante sencilla para que cualquier persona pueda operarla.

### **4.4 DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL SOFTWARE PARA LA TARJETA DE ADQUISICIÓN**

La adquisición de la señal, que viene desde el hardware, se la realizó mediante la tarjeta STM32F4 Discovery, para luego pasar por una etapa de filtrado y ser enviada al computador para finalmente ser visualizada.

#### 4.4.1 Adquisición de la señal

- **Requisitos para la adquisición de la señal**

Tabla 11

Requisitos de la etapa de muestreo y comunicación

Etapa de Muestreo y Comunicación	
Frecuencia de muestreo	≥1000 muestras / s
Programación	Simulink
Resolución del conversor	8 bits
Comunicación con PC	Serial Bluetooth

- **Desarrollo del programa de adquisición de la señal**

El proceso de adquisición de la señal consiste en la recepción de las señales generadas por los músculos y transmitida por los electrodos. Es necesario tomar en cuenta que la señal de entrada no debe sobrepasar el valor de 3V de amplitud para evitar que la tarjeta sufra daños.

Para la adquisición de la señal se utilizaron los bloques de la Figura 57.

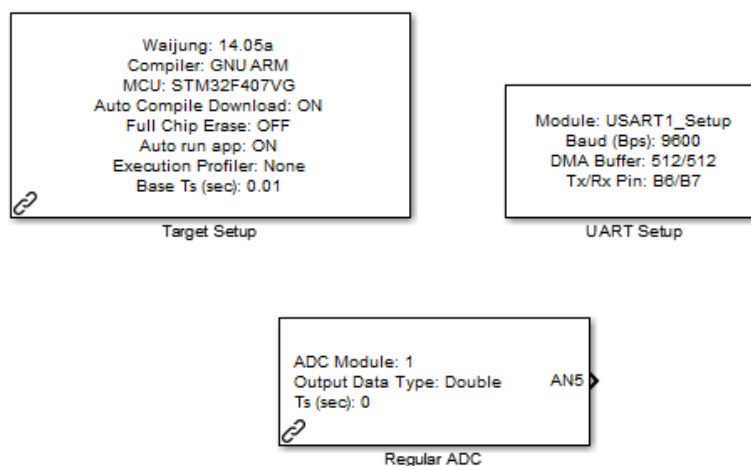


Figura 57. Programa para la Adquisición de la señal de SEMG

- **El bloque de *Target Setup*** sirve para seleccionar el tipo de tarjeta con el que se va a trabajar. Existen algunas numeraciones y tipos de tarjetas STM, con distintos microprocesadores, este bloque permite escoger de entre estos la numeración exacta de la tarjeta, así como la configuración del reloj interno y el periodo de muestreo.
- **El bloque *Regular ADC*** permite implementar el módulo de conversión análoga / digital (ADC) y configurarlo. Se debe configurar el tipo de dato que entregará el bloque en su salida, el pre escalador, el pin al cual va a entrar la señal adquirida y el periodo de muestreo, que debe ser el mismo del utilizado en el bloque de configuración de la tarjeta. La salida de este bloque contiene la señal del SEMG digitalizada y lista para pasar a la siguiente etapa.

#### 4.4.2 Etapa de filtrado

##### Requisito de los filtros

Tabla 12

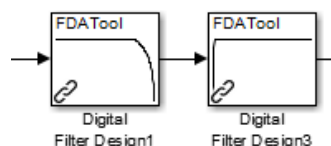
Requisitos de la etapa de filtrado

Etapa de Filtrado	
Tipo	Butterworth
Orden	>2
Filtro pasa alto	Fc=5 Hz
Filtro pasa bajo	Fc=500 Hz
Nivel de ruido referido a la entrada	Menor a $1\mu V_{RMS}$

- **Desarrollo de los filtros en el programa.**

Debido al entorno que rodea al prototipo, existe gran cantidad de interferencias que afectan la adquisición de la señal, se utilizaron dos filtros

en cascada con topología Butterworth cuyas características se muestran en las Tabla 13.y Tabla 14



**Figura 58. Filtros en cascada.**

**Tabla 13**

**Características del primer filtro**

Tipo de filtro	<b>Lowpass</b>
Frecuencia de corte	500 Hz
Tipo	Butterworth
Orden	4

**Tabla 14**

**Características del segundo filtro.**

Tipo de filtro	<b>Highpass</b>
Frecuencia de corte	5 Hz
Tipo	Butterworth
Orden	4

La razón por la que se seleccionó el tipo de filtro de Butterworth es que estos filtros son diseñados para producir la respuesta más plana posible hasta la frecuencia de corte, es decir que la salida se mantiene constante aproximadamente hasta la frecuencia de corte, luego disminuye a razón de  $20n$  dB por década, donde  $n$  corresponde al orden o número de polos del filtro. Por esta razón, mientras mayor sea el orden del filtro, su comportamiento se asemeja más a un filtro ideal. Sin embargo, se debe tener en cuenta que a mayor orden del filtro se necesita mayor procesamiento lo que significa mayor tiempo requerido por el procesador para realizar el filtraje. Por lo tanto es imperativo encontrar un balance entre el orden del filtro y la velocidad de procesamiento necesaria de manera que no se pierda información en el proceso. En el caso de la tarjeta STM32F4 Discovery se determinó que trabajar con un orden ocho en los filtros es óptimo ya que presenta buenos resultado en la etapa de filtrado.

#### 4.4.3 Etapa de comunicación

Para la etapa de comunicación entre la tarjeta y el computador se utilizó un módulo Bluetooth, el cual es el encargado de enviar la señal adquirida y filtrada al computador para que esta pueda ser analizada y visualizada.

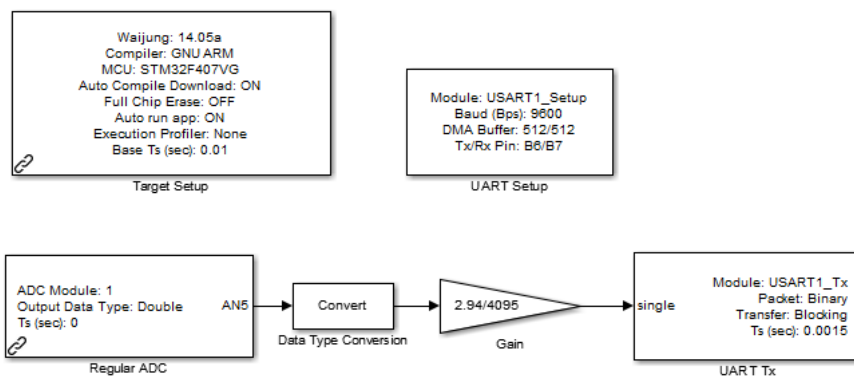


Figura 59. Programa para la comunicación entre la tarjeta y el computador.

- El bloque **USART Setup** permite configurar el módulo Bluetooth conectado a la tarjeta. Se debe establecer el número de bits, la tasa de transmisión, así como la numeración de los pines donde está conectado el módulo.
- El bloque **UART Tx** es el encargado de transmitir la señal desde la tarjeta al computador. En este bloque se configura el tipo de dato que se va a enviar y el tiempo de muestreo con el que se va a trabajar.

En la Figura 60 se puede apreciar el empaquetamiento de la señal enviada desde la tarjeta hacia el computador, se deben tener en cuenta tanto el encabezado como la terminación ya que permiten identificar la información que ingresa al computador.

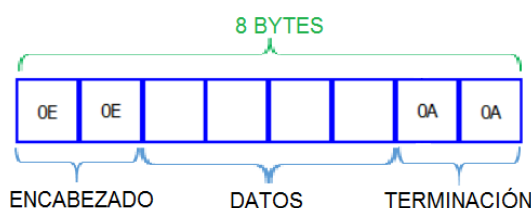


Figura 60. Empaquetamiento de la señal enviada por la tarjeta.



Cabe notar que para la recepción de los datos enviados por la tarjeta se va a utilizar el software de programación LabView, por lo tanto es necesario utilizar un bloque *Convert*, (Figura 59) que convierte el tipo de dato de *double*, con el que trabaja Simulink, a tipo de dato *integer*, con la finalidad de que la señal sea compatible con LabView. Además, a la señal lista para ser enviada al computador se la transforma a valores de voltaje mediante una ganancia que equivale al valor de voltaje con el que trabaja la tarjeta dividido para la resolución que lee la misma en su entrada analógica.

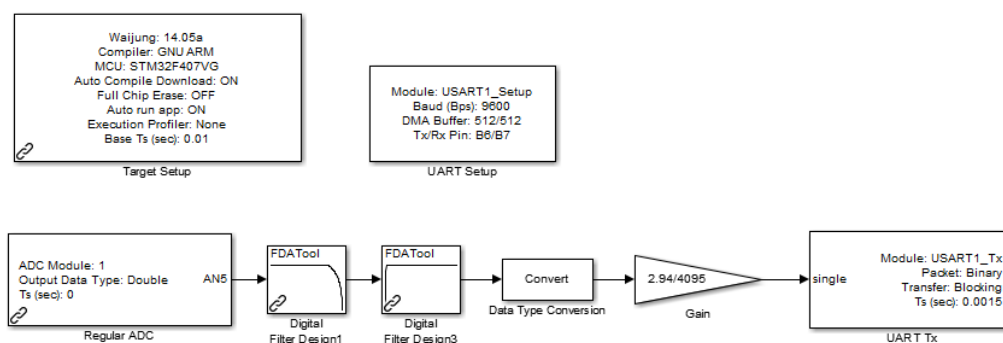


Figura 61. Programa implementado en la tarjeta STM32F4 Discovery

#### 4.5 DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL SOFTWARE PARA LA RECEPCIÓN DE SEÑALES EN EL COMPUTADOR

Una vez que la tarjeta ha procesado la señal adquirida de los músculos, es necesario que la envíe al computador para su posterior visualización. La recepción de la señal se la realiza en LabView, básicamente el programa configura y abre la comunicación serial Bluetooth entre el computador y el módulo de la tarjeta y permite visualizar la señal en tiempo real.

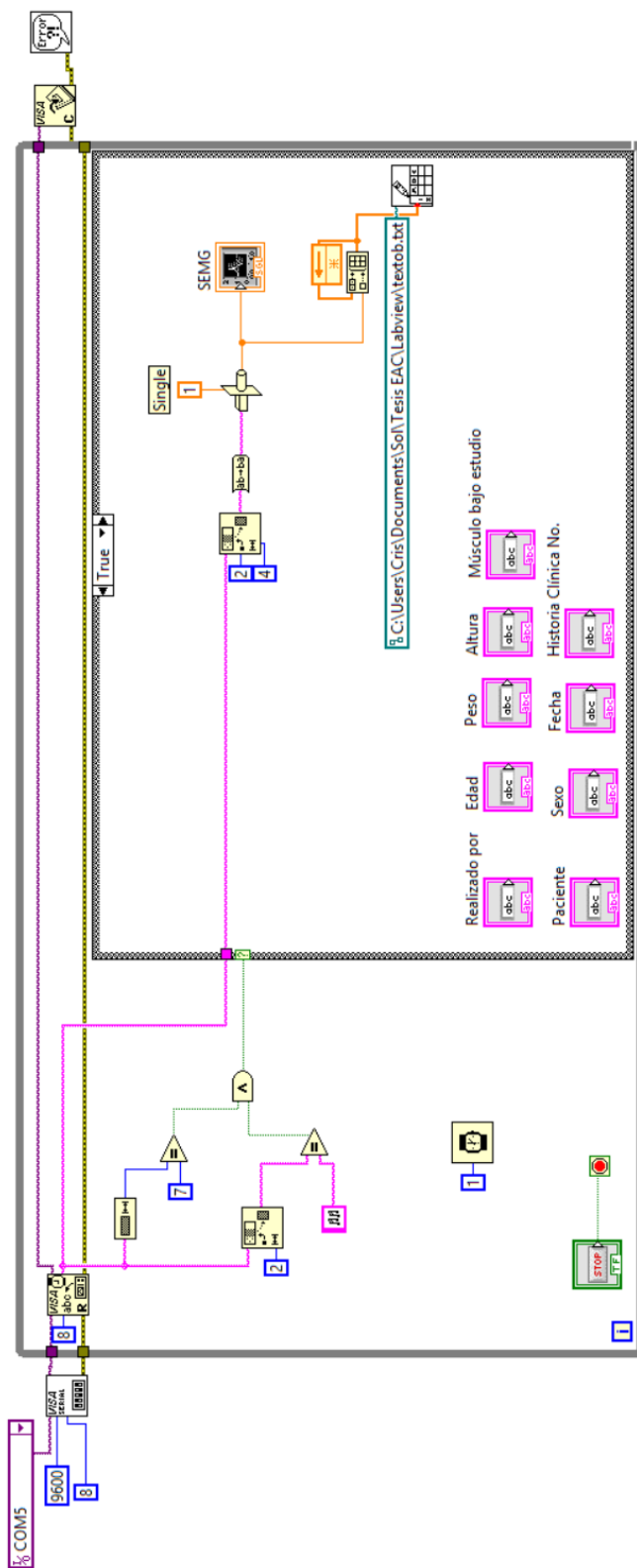


Figura 62. Diagrama general de la etapa de comunicación tarjeta-computador.

### 4.5.1 Etapa de recepción de la señal

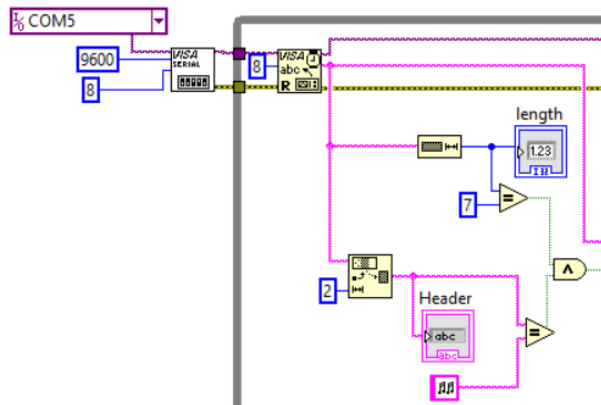
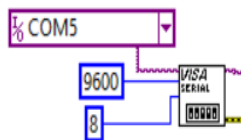


Figura 63. Etapa de comunicación.

La comunicación entre el módulo Bluetooth de la tarjeta y el computador se la realiza mediante los bloques de programación de protocolo Serial de LabView. Los bloques utilizados se explican a continuación.



Este bloque permite abrir la conexión y establecer la comunicación entre ambos dispositivos. El Módulo Bluetooth crea un puerto de comunicación serial COM al momento de ser emparejado con el computador, se debe seleccionar el número de puerto COM con el que se vaya a trabajar. Además, se debe configurar la velocidad de transmisión y el número de bits que van a ser recibidos. En este caso el módulo Bluetooth creó dos puertos de comunicación, COM4 y COM5, para objeto de transmisión y recepción se debe trabajar con el COM5, el prototipo envía un paquete de datos de ocho bits y la velocidad de transmisión seleccionada fue de 9600 baudios ya que es una velocidad suficiente para la señal con la que se trabaja.

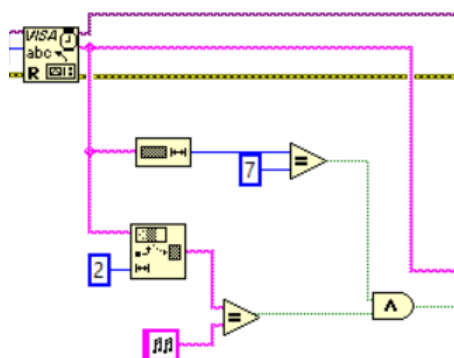


El siguiente bloque utilizado es la herramienta de lectura, permite realizar la lectura de los datos que llegan desde el prototipo al computador. Tanto las entradas de error y de canal deben conectarse al bloque de conexión y se debe indicar el número de bytes que se desea leer. Se debe, además establecer el número de bits con los que se configuró el puerto, como ya se explicó en el apartado anterior este número es ocho.



Finalmente es necesario cerrar la comunicación una vez finalizada la adquisición de los datos.

Por motivos de sincronización, se realiza un par de comparaciones de la señal de entrada con el objeto de recibir únicamente las señales requeridas. La primera comparación se la realiza con el tamaño de los datos, se está trabajando con un tamaño de 8 bits y cualquier señal que no cumpla con dicho tamaño no será tomada en cuenta para la visualización. La segunda comparación tiene que ver con el contenido de los datos. La tarjeta envía la señal precedida de una cabecera específica, por lo tanto se comparan los datos entrantes con la cabecera de modo que solo aquellos datos que tiene mencionada cabecera pasan a la siguiente etapa.



**Figura 64. Comparación de los datos de entrada con el tamaño y la cabecera deseados.**

Finalmente, los datos recibidos en LabView son de tipo *string*, así que es necesario eliminar el encabezado y el terminal y transformar del tipo de dato *string* a decimal para que puedan ser visualizados.

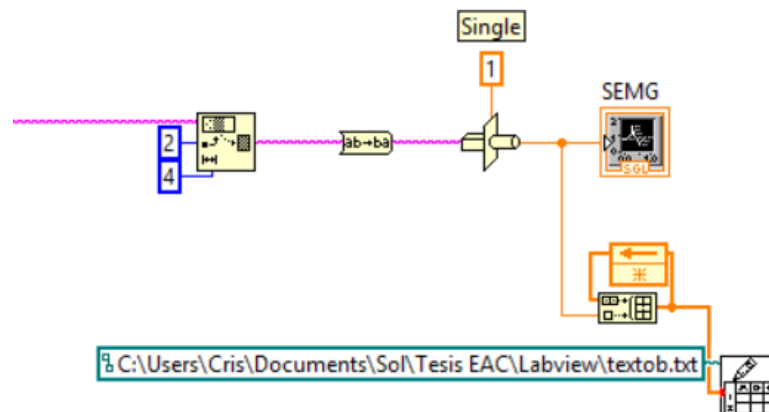


Figura 65. Conversión de los datos tipo *string* a decimal.

Como característica adicional el programa cuenta con una etapa que permite guardar los valores de voltaje de la señal que ingresa en un block de notas con el nombre de textob.

#### 4.5.2 Etapa de visualización

La interfaz de usuario se diseñó con el propósito de que sea sencilla de utilizar y que se presente de manera estética para el usuario. Se tomaron en cuenta los datos que se necesitan ingresar del paciente, en la parte superior se encuentran campos donde se ingresará dicha información. La pantalla consta de un visualizador en la parte central, donde se aprecia la señal SEMG en tiempo real. Es posible ampliar la imagen y regresar para analizarla por tramos de ser necesario.

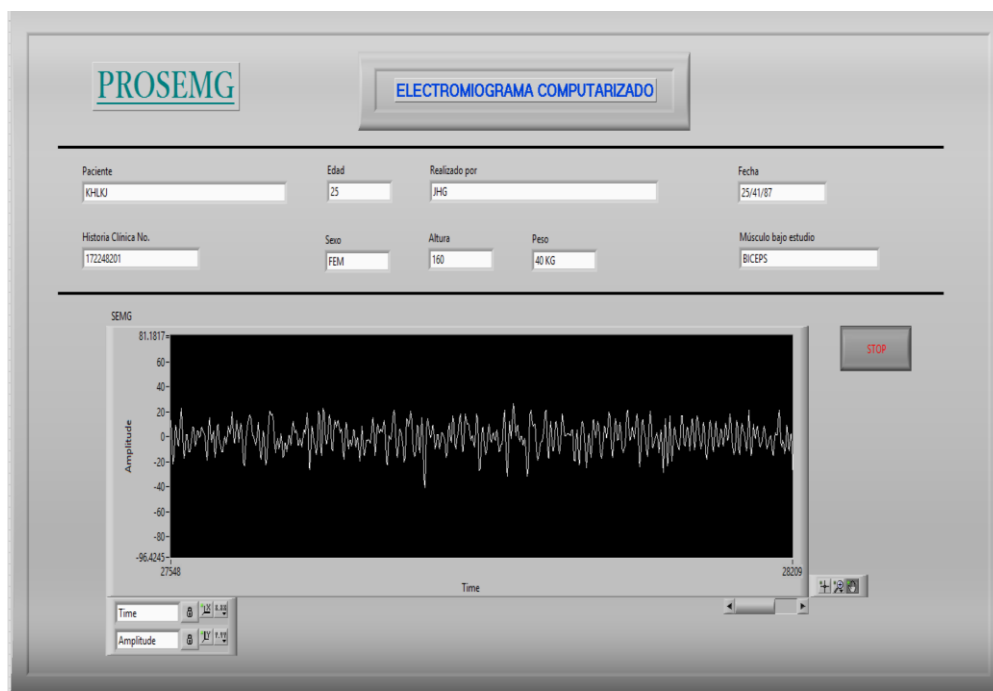


Figura 66. Interfaz de presentación de la señal SEMG al usuario.

## CAPÍTULO 5

### PRUEBAS Y RESULTADOS

#### 5.1 PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO DEL PROTOTIPO

Durante el desarrollo del prototipo se realizaron varias pruebas a las etapas del mismo, tanto de hardware como de software, presentando resultados satisfactorios. Para la realización de las pruebas de funcionamiento del prototipo se montaron ciertos escenarios de prueba, a continuación se muestran las pruebas realizadas con sus respectivos escenarios.

##### 5.1.1 Pruebas de conectividad del prototipo

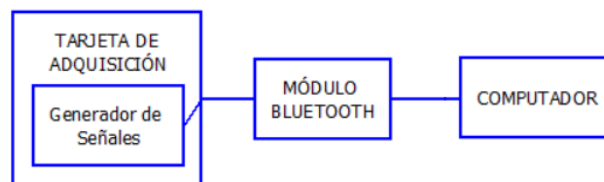
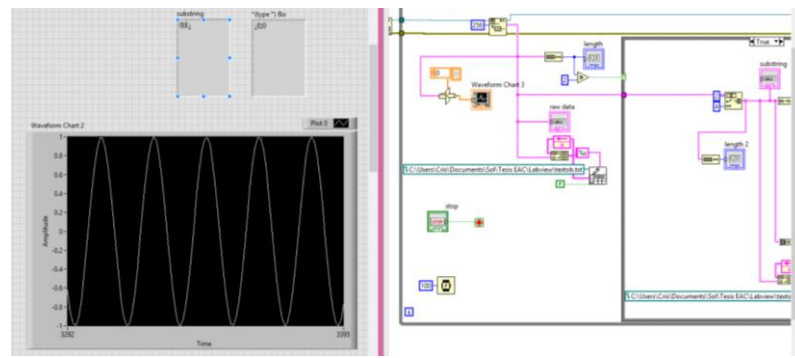


Figura 67. Escenario 1 de pruebas para la conectividad del prototipo.

Para realizar las pruebas de conectividad del prototipo se utilizó el escenario de pruebas que se muestra en la Figura 67, primero se trabajó con la tarjeta STM, el módulo Bluetooth y el computador, inicialmente no se utilizó el hardware implementado por motivos de simplicidad al momento de realizar las pruebas. En la tarjeta se grabó un programa que generaba una onda senoidal y se la enviaba mediante el módulo Bluetooth al computador. Este programa es una versión simplificada del programa final implementado en la

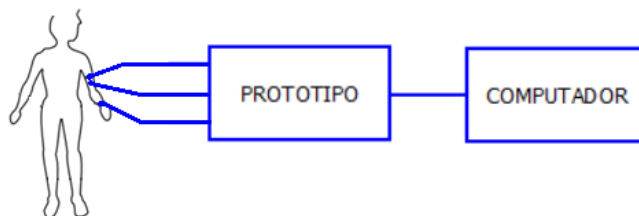
tarjeta y contiene únicamente el bloque generador de la señal y el bloque de envío de la misma, aparte de los bloques de configuración de la tarjeta.

Por otro lado en el computador se creó un programa en LabView básico para la recepción de la señal mediante el puerto COM, dicho programa se presenta en la Figura 68.



**Figura 68. Pruebas de comunicación mediante Bluetooth de la tarjeta con el computador.**

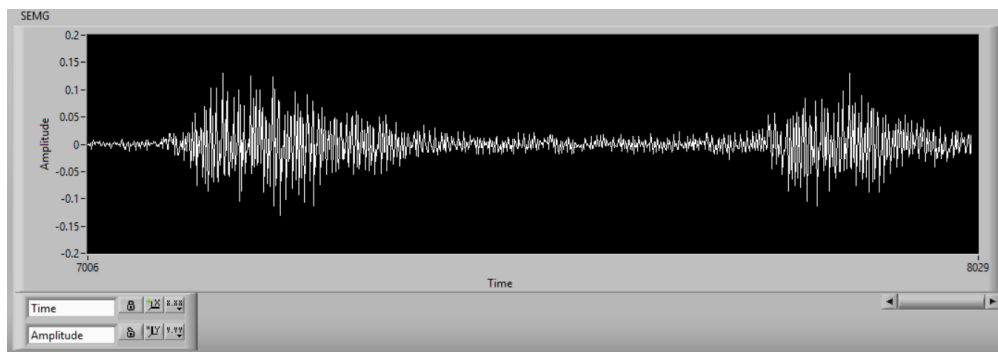
Una vez que se pudo comprobar la comunicación entre la tarjeta y el computador se procedió a probar la trasmisión de la señal EMG, utilizando el prototipo ya finalizado, empleando otro escenario de pruebas (Figura 69).



**Figura 69. Escenario 2 de pruebas para la conectividad del prototipo.**



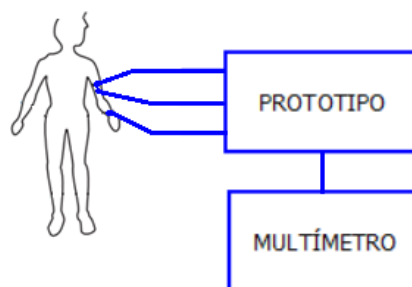
En la Figura 70 se muestra la recepción de la señal en el computador, para lo cual se utilizó el prototipo de SEMG finalizado al igual que la programación en LabView completa.



**Figura 70. Señal adquirida por el hardware del prototipo.**

### 5.1.2 Pruebas de funcionamiento del hardware

Una vez implementado el hardware del prototipo se realizaron las respectivas pruebas de funcionamiento. En primer lugar, como en todo circuito electrónico, se probó continuidad en la placa del prototipo así también, se midió voltaje en las entradas y en los pines de alimentación de cada dispositivo electrónico, para ello se montó el escenario de prueba de la Figura 71.



**Figura 71 Escenario de pruebas de funcionamiento del hardware del prototipo.**

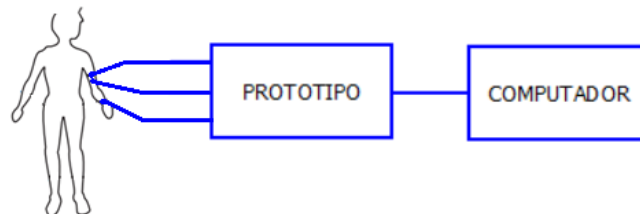
Habiendo el prototipo pasando esta primera prueba se prosiguió a comprobar la ganancia del sistema midiendo el voltaje de entrada y el de salida para determinar el valor de la ganancia real del sistema. A continuación se presentan los valores de voltaje de la entrada y la salida del prototipo, la ganancia total obtenida de manera experimental.

**Tabla 15**

**Valores medidos en el prototipo en las pruebas experimentales.**

<b>Vin Señal + (mV)</b>	<b>Vin Señal – (mV)</b>	<b>Vout (V)</b>	<b>Ganancia ideal</b>	<b>Ganancia real</b>
5.20	4.30	2.34	500	450

### 5.1.3 Prueba de la duración de las baterías del prototipo

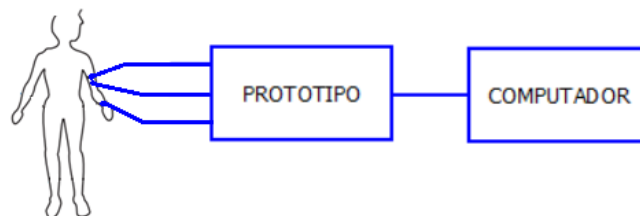


**Figura 72. Escenario de pruebas para la duración de las baterías del prototipo.**

Debido a que el sistema fue diseñado para funcionar con baterías, se analizó el tiempo máximo de funcionamiento del prototipo. Para esta prueba se utilizaron dos baterías de 9V cada una, y se mantuvo el prototipo encendido, receptando y transmitiendo la señal. El sistema tuvo un funcionamiento óptimo de aproximadamente 3 horas, al cabo de la cual el voltaje de las baterías disminuyó hasta quedar por debajo del voltaje mínimo necesario para alimentar al hardware del sistema.

#### 5.1.4 Pruebas integrales del prototipo

Para seleccionar la frecuencia de muestreo más apropiada para el sistema se realizaron varias pruebas con frecuencias de muestreo que varían desde los 1000 Hz a los 2000 Hz, ya que son las frecuencias más comunes utilizadas para el muestreo de señales SEMG. Además, se realizaron pruebas con dos tipos diferentes de bloques de filtros digitales existentes en Simulink, el primero se denomina FDATool y permite diseñar filtros digitales tipo FIR o IRR, y el segundo son bloques de filtros digitales Butterworth, que como su nombre lo indica permite diseñar únicamente filtros Butterworth. Cabe recalcar que para cada frecuencia de muestreo es necesario cambiar la configuración de los filtros digitales implementados, ya que el diseño de estos depende de la frecuencia de muestreo de la señal.



**Figura 73. Escenario de pruebas para la duración de las baterías del prototipo.**

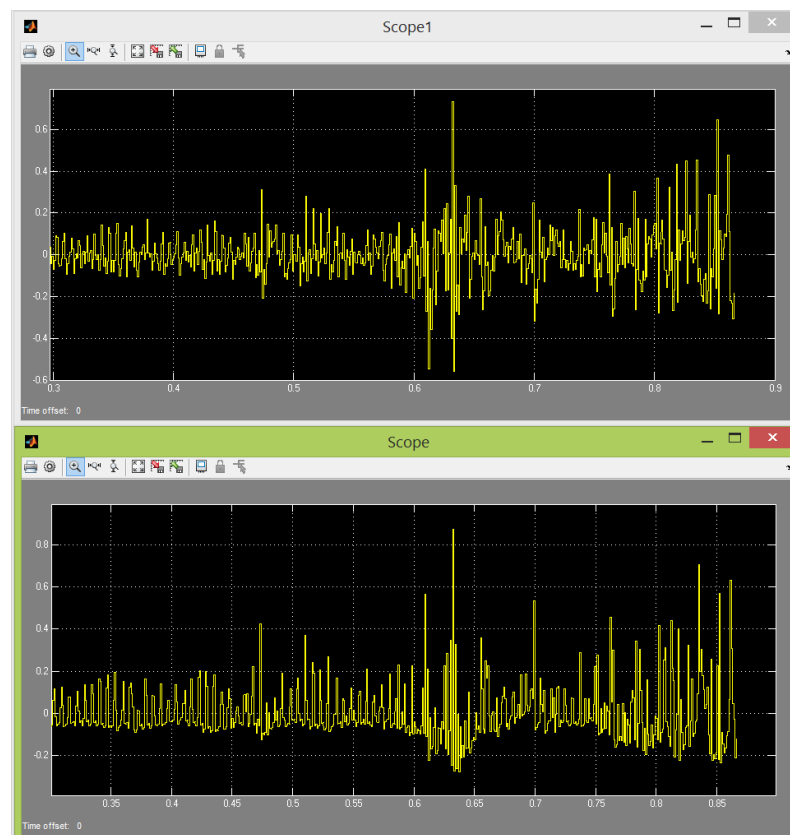
Estas pruebas se las realizó mediante el software Simulink de Matlab utilizando el escenario de prueba que se muestra en la Figura 73. El paciente con el que se realizaron las pruebas es de género masculino y el músculo en el que se trabajó fue el bíceps. A continuación se presentan los experimentos realizados.

- **Calidad de la señal con frecuencia de muestreo 1000 Hz**

**Tabla 16**

**Parámetros del sistema para la frecuencia de muestreo de 1000Hz**

<b>Ts</b>	<b>0.001s</b>	
<b>FDATool</b>		
<b>Filtro pasa alto</b>	Fc=5Hz	Nivel=4
<b>Filtro pasa bajo</b>	Fc=495Hz	Nivel=4
<b>Filtro digital (Butterworth)</b>		
<b>Filtro pasa alto</b>	Fc=5Hz-10Hz	Nivel=mínimo
<b>Filtro pasa bajo</b>	Fc=490Hz-495Hz	Nivel=mínimo



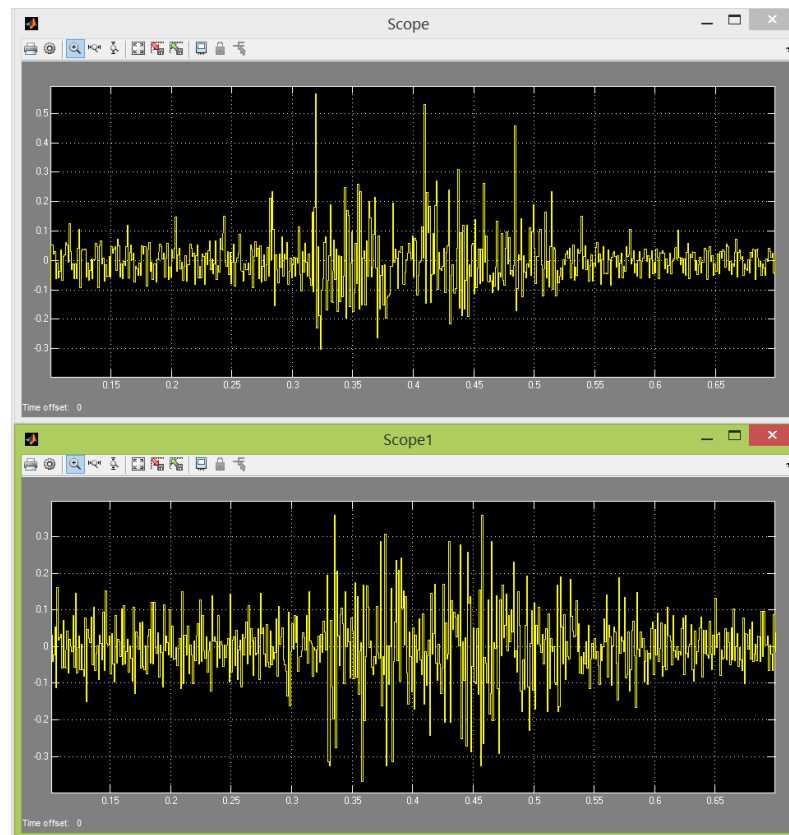
**Figura 74. Señal obtenida con una frecuencia de muestreo de 1000Hz, (arriba) filtros implementados mediante FDATool; (abajo) filtros implementados mediante bloque de filtro digital Butterworth.**

- **Calidad de la señal con frecuencia de muestreo 1250 Hz**

**Tabla 17**

**Parámetros del sistema para la frecuencia de muestreo de 1250Hz**

<b>Ts</b>	<b>0.0008s</b>	
<b>FDATool</b>		
<b>Filtro pasa alto</b>	Fc=5Hz	Nivel=4
<b>Filtro pasa bajo</b>	Fc=500Hz	Nivel=4
<b>Filtro digital (Butterworth)</b>		
<b>Filtro pasa alto</b>	Fc=5Hz-10Hz	Nivel=mínimo
<b>Filtro pasa bajo</b>	Fc=500Hz-505Hz	Nivel=mínimo



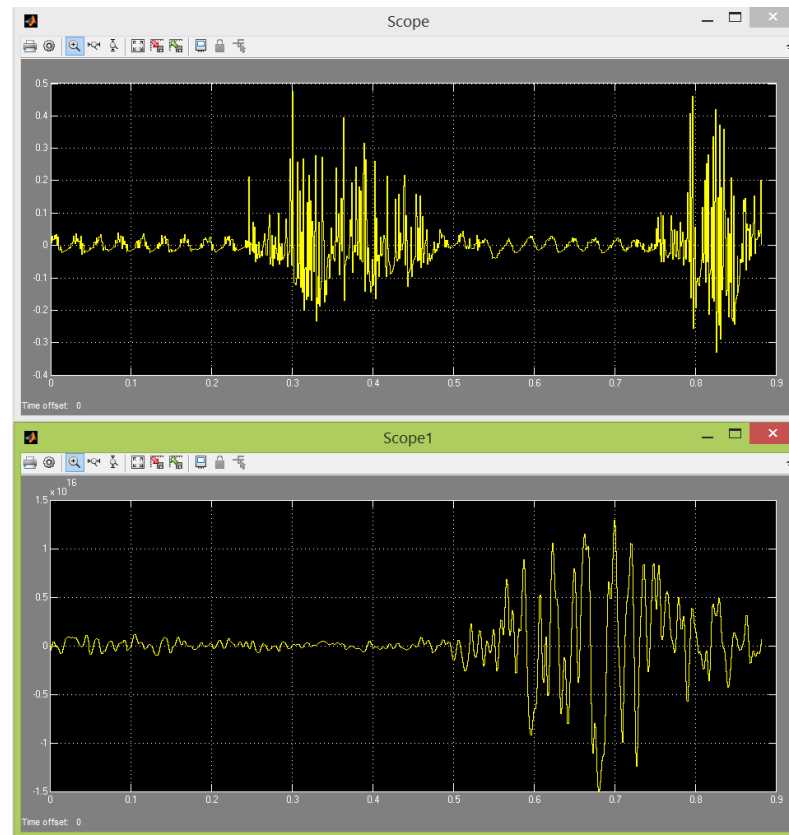
**Figura 75. Señal obtenida con una frecuencia de muestreo de 1250Hz, (arriba) filtros implementados mediante FDATool; (abajo) filtros implementados mediante bloque de filtro digital Butterworth.**

- **Calidad de la señal con frecuencia de muestreo 2000 Hz**

**Tabla 18**

**Parámetros del sistema para la frecuencia de muestreo de 2000Hz**

<b>Ts</b>	<b>0.0005s</b>	
<b>FDATool</b>		
<b>Filtro pasa alto</b>	Fc=5Hz	Nivel=4
<b>Filtro pasa bajo</b>	Fc=500Hz	Nivel=4
<b>Filtro digital (Butterworth)</b>		
<b>Filtro pasa alto</b>	Fc=5Hz-10Hz	Nivel=mínimo
<b>Filtro pasa bajo</b>	Fc=500Hz-505Hz	Nivel=mínimo



**Figura 76. Señal obtenida con una frecuencia de muestreo de 2000Hz, (arriba) filtros implementados mediante FDATool; (abajo) filtros implementados mediante bloque de filtro digital Butterworth.**

Al realizar el muestreo utilizando como frecuencia 1000Hz, es necesario modificar las frecuencias de corte de los filtros (Tabla 16), es decir que en lugar de utilizar un filtro pasa bajas con frecuencia de corte de 500Hz, se debe establecer como frecuencia de corte un valor menor, esto con la finalidad de que el filtro no se sature y funcione correctamente. Como se puede observar en la Figura 74 a), la señal que se obtiene contiene ruido ya que no se está trabajando con el rango de frecuencia establecido para una señal SEMG, mientras que en la Figura 74 b) se tiene una señal impura debido a que se está trabajando con un filtro Butterworth de orden mínimo, haciendo que el filtro permita el paso de frecuencias mayores a la frecuencia de corte para la que fue diseñado.

Por otro lado, si bien es cierto que al utilizar una frecuencia de 2000Hz se obtienen cuatro muestras por segundo, también es necesario mayor tiempo de procesamiento por parte de la tarjeta en la etapa de filtrado; por lo tanto se tiene una respuesta tardía al momento de visualizar la señal e incluso se pierden datos debido a que se satura el sistema. Dicha observación se la puede ver en la Figura 76 donde se puede apreciar claramente un retardo en relación al momento de contracción del músculo y a la visualización de dicha acción en la pantalla.

De igual manera, se analizó el desempeño de diferentes filtros digitales existentes en Simulink, los filtros diseñados mediante el bloque FDATool de Simulink, presentan mejores resultados en comparación con los bloques de filtros digitales Butterworth. Estos últimos son más lentos lo que dificulta la visualización de la señal en tiempo real, además que presentan menos opciones de configuración que los filtros diseñados mediante el bloque de FDATool.

La calidad de la señal se determinó realizando la comparación de las señales obtenidas con el patrón de las señales de un músculo bíceps sano

investigadas en la literatura, dichas señales se pueden observar en el capítulo segundo del presente documento.

### 5.1.5 Pruebas de variabilidad de la señal entre pacientes

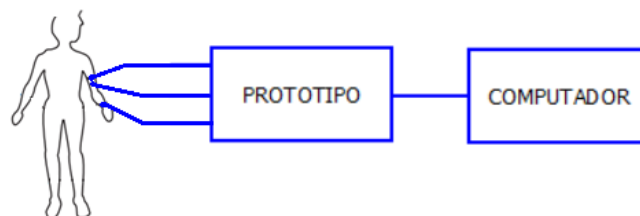
Para realizar las pruebas de variabilidad de la señal entre pacientes se implementó un escenario con dos pacientes del sexo masculino y femenino de acuerdo al siguiente detalle.

**Tabla 19.**

**Tabla descriptiva de los pacientes 1 y 2.**

	<b>Paciente 1</b>	<b>Paciente 2</b>
<b>Sexo</b>	Masculino	Femenino
<b>Edad</b>	22 años	24 años
<b>Estatura</b>	1.73 cm	1.60 cm
<b>Peso</b>	75 kg	50 kg
<b>Practica deporte</b>	Si	No

El escenario de prueba se muestra en la Figura 77, el músculo en estudio fue el bíceps del brazo derecho para ambos pacientes, ejerciendo contracción y expansión del brazo con la mano haciendo puño. En primera instancia se hacer fuerza y en segunda sin hacer fuerza.

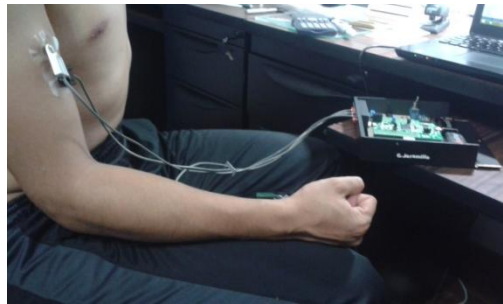


**Figura 77. Escenario de pruebas para la variabilidad de la señal entre pacientes**



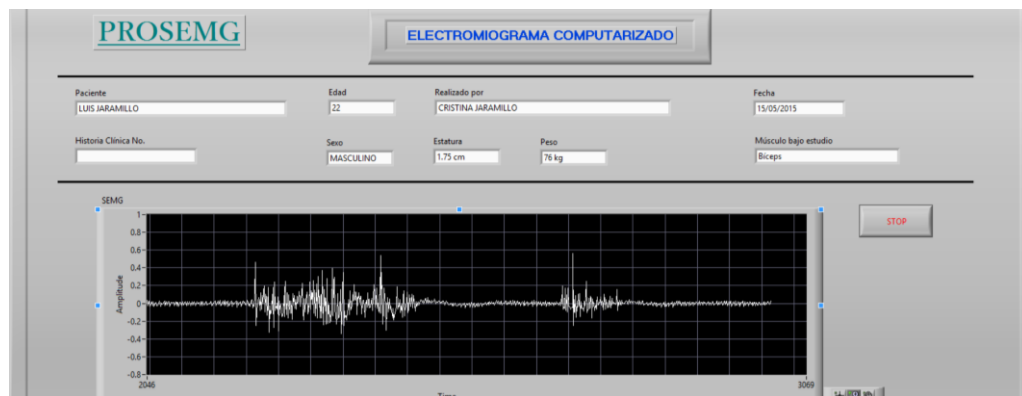
- **Prueba con el Paciente 1**

En la Figura 78 se muestra el prototipo conectado al paciente 1 para las pruebas por un lapso de treinta segundos.



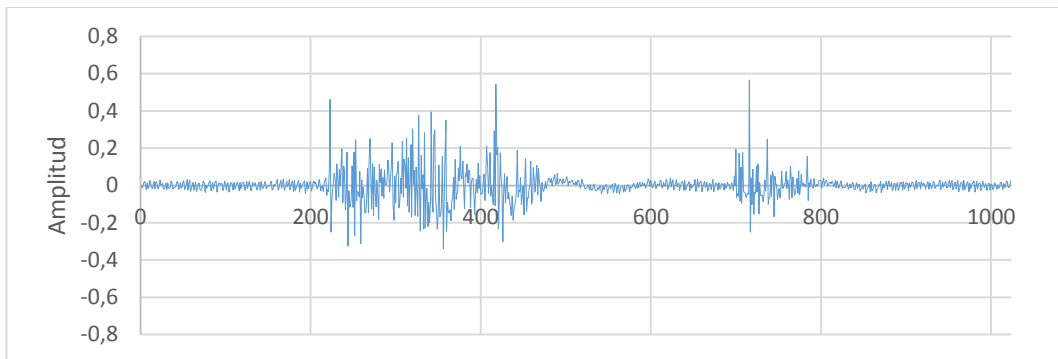
**Figura 78. Estudio SEMG realizado en un paciente 1.**

Las señales obtenidas por el prototipo, al paciente 1 se muestran en la Figura 79.



**Figura 79. Señal SEMG obtenida de un paciente 1 en LabView.**

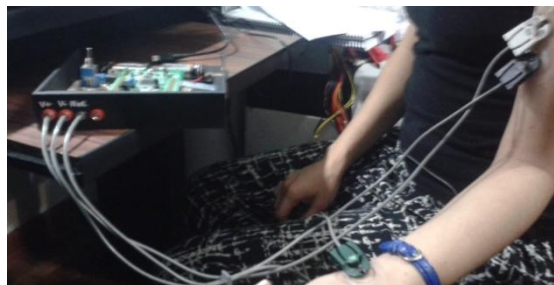
Los datos tomados del paciente 1 han sido almacenados en un block de notas para su posterior exportación a Excel. Los mismos que han sido graficados y se visualizan en la Figura 80.



**Figura 80. Señal SEMG obtenida de un paciente 1 en Excel**

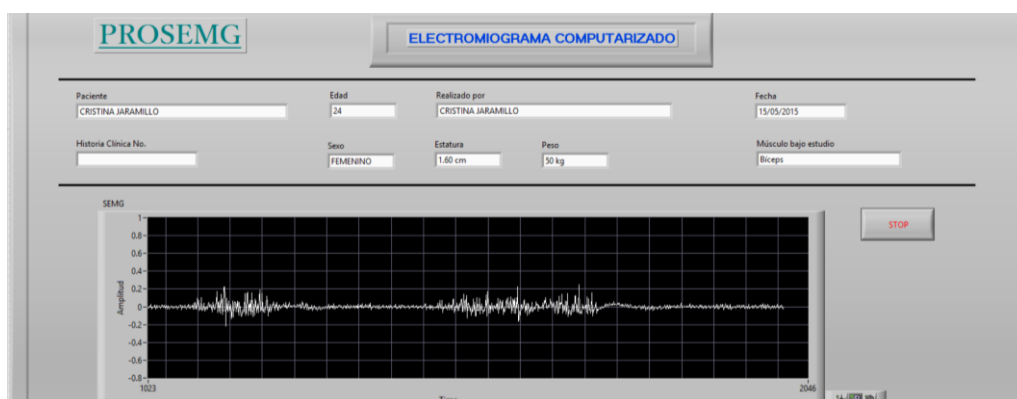
- **Pruebas en Paciente 2**

En la Figura 82 se muestra el prototipo conectado al paciente 1 para las pruebas por un lapso de treinta segundos.



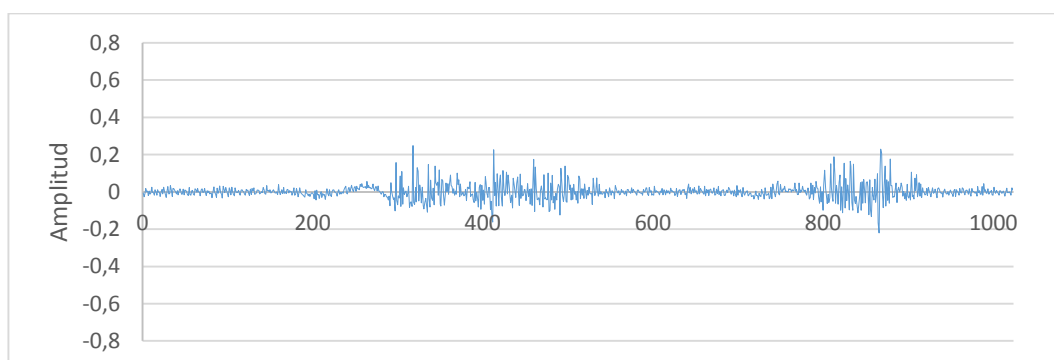
**Figura 81. Estudio SEMG realizado en un paciente 2.**

Las señales obtenidas por el prototipo, al paciente 1 se muestran en la Figura 82.



**Figura 82. Señal SEMG obtenida de un paciente 2 en LabView**

De igual manera, en el caso de la paciente se realizó una gráfica en Excel que representa la señal adquirida, como se muestra en la Figura 83.



**Figura 83. Señal SEMG obtenida de un paciente 2 en Excel**

Como se puede apreciar en las pruebas realizadas, las señales de SEMG varían dependiendo del desarrollo de músculo, es decir que una persona que practica deportes y asiste al gimnasio genera señales con valores de amplitud mayores que una persona físicamente pasiva.

Tabla 20.

Tabla de comparación entre señales de los pacientes 1 y 2.

	Paciente Masculino	Paciente Femenino
Valor máximo	0.567 mV	0.248 mV
Valor mínimo	-0.339 mV	-0.22 mV

Los valores máximos y mínimos de amplitud no solo dependen del género del paciente, sino también de cuán desarrollado esté el músculo, un paciente que tiene un constante trabajo físico presenta mayores valores de amplitud y mayor actividad, como se muestra en la Figura 84, aun cuando el músculo se encuentra en reposo, y la señal es mucho mayor cuando el músculo trabaja, en el caso del hombre llega a un valor máximo de 0.567, mientras que en la mujer apenas llega a 0.248.

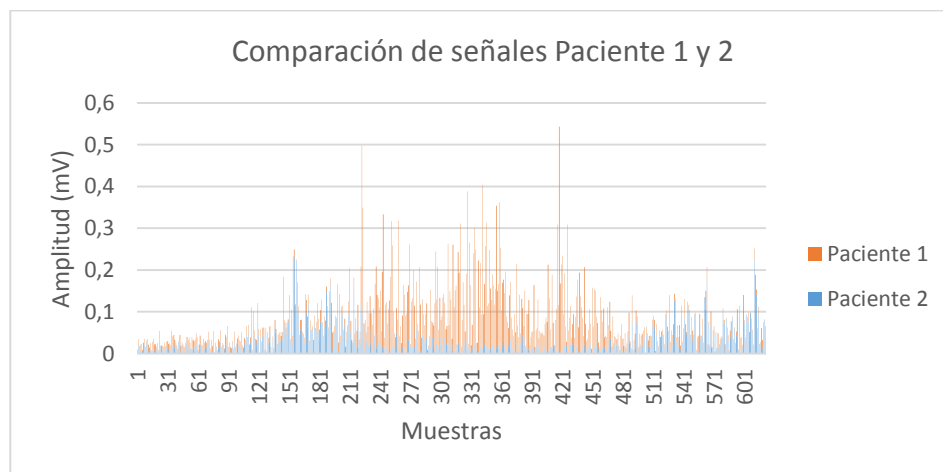


Figura 84. Diagrama de barras para la comparación de las señales de los pacientes 1 y 2.

## 5.2 RESULTADOS

En lo que al diseño y la implementación del prototipo, se obtuvieron resultados satisfactorios. Se diseñó un hardware capaz de adquirir y procesar

las señales SEMG, manteniendo la nitidez y fidelidad de la misma, compuesto básicamente por un par de amplificadores, una tarjeta de adquisición de datos, y un módulo de comunicación Bluetooth. Además el prototipo es completamente portátil ya que funciona con baterías de 9V.

Se obtuvo un consumo de energía de 100 miliamperios aproximadamente lo que permite que el dispositivo funcione alimentado con baterías. La duración promedio de las mismas, en funcionamiento continuo, es de tres alrededor de horas.

El desempeño del prototipo se evaluó realizando las mediciones en el músculo bíceps. De las diferentes pruebas realizadas, se determinó que la frecuencia de muestreo que presenta mejores resultados es la de 1250Hz.

Como una característica adicional, el sistema implementado cumple con la función de guardar los datos de las señales adquiridas en un block de notas de manera que la información pueda ser manipulada para estudios futuros.

Finalmente, al realizar la captura de las señales musculares se pudo identificar sus diferentes estados que son: relajación y contracción. Además, se pudo evidenciar un tercer estado, el cual se presenta cuando se contrae el músculo durante un tiempo prolongado, este tercer estado presenta una disminución en la amplitud y tiempo de los potenciales generados, con respecto al momento inicial de la contracción muscular, y corresponde a un estado intermedio en el que el músculo cansado vuelve al estado de relajación después de haber estado contraído por cierto tiempo. Como se estableció en el alcance del proyecto las pruebas de adquisición de la señal se las realizó comparando la señal adquirida con las señales control basándose en las señales de muestra tomadas de la literatura.

## CAPÍTULO 6

### CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

#### 6.1 CONCLUSIONES

- Los electrodos de aguja son bio sensores especializados para la detección de señales EMG, sin embargo requieren de supervisión médica. Por otro lado es posible detectar señales EMG superficiales mediante el uso de electrodos estándar para ECG, no obstante la calidad de la señal detectada depende de la calidad del electrodo. No todas las marcas presentan la misma calidad, especialmente aquellas que son baratas presentan mayor oportunidad para introducir ruido al sistema.
- En lo que al uso del prototipo respecta, la utilización de baterías y de la comunicación inalámbrica ha probado ser de bastante utilidad al momento de hacer pruebas o estudios durante la marcha, esto abre las puertas para posteriores estudios en el campo de prótesis artificiales y en el campo de la ergonomía.
- El costo del sistema implementado es sumamente inferior al costo de un dispositivo EMG existente en el mercado, cumpliéndose con los parámetros mencionados en la importancia y justificación del presente proyecto, parámetros para innovar tanto las prácticas de laboratorio de la materia de Biomédica, como la implementación de prototipos de EMG utilizando hardware de bajo costo.
- La utilización de la tarjeta STM32F4 Discovery ayuda con la simplificación del hardware ya que soporta la implementación de la

etapa de filtrado, además permite una comunicación en tiempo real con el computador de manera que no se pierde información entre el proceso de muestreo y comunicación de la señal. Sin embargo existen ciertos aspectos del prototipo que se podrían mejorar en el futuro, siendo uno de ellos el número de canales de entrada.

- El electromiógrafo es un equipo sensible al ruido, por ello es determinante el lugar donde va a ser ubicado. No obstante para poder obtener una señal lo más clara y libre de ruido posible se concluyó que son necesarios dos filtros Butterworth en cascada: un filtro pasa altos con frecuencia de corte en 5Hz. que elimina el voltaje DC acarreado por la señal y un filtro pasa bajos con frecuencia de corte en 500Hz. Los filtros en cascada ofrecen ventajas al sistema en términos de estabilidad cuando se requiere trabajar con un número alto del orden del filtro.

## 6.2 RECOMENDACIONES

- Uno de los aspectos en los que se podría realizar mejoras es en el control del hardware mediante el software, es decir implementando una comunicación full dúplex como puede ser ganancias y periodo de muestreo ajustables.
- Se debe utilizar un electrodo de referencia en el paciente, éste debe ir ubicado en una zona eléctricamente inactiva o en una zona donde la existencia de músculo sea mínima. Por otro lado, se debe utilizar una referencia física, distinta a la referencia del paciente, para el prototipo, ya que se ayuda así a eliminar corrientes parásitas.
- El manejo del equipo lo puede realizar una persona con los conocimientos básicos de biomédica, sin embargo sería recomendable

que una persona que tenga conocimientos más profundos de medicina sea quien analice la señal muestreada. Como se explicó las señales SEMG son señales estocásticas por lo tanto son más complejas de analizar que las señales ECG.

- Para la ubicación correcta de los electrodos, ya sea de manera longitudinal o transversal, se deben seguir las recomendaciones para ubicación de sensores del proyecto SENIAM. Además se debe tomar en cuenta que los electrodos estén conectados a la entrada que le corresponde a cada uno, caso contrario la señal adquirida no será una señal EMG fiel.
- Para un mejor funcionamiento de los electrodos se debe limpiar con alcohol etílico y algodón el área donde van a ir ubicados para remover excesos de grasa y suciedad en la piel, de esta manera asegurar que los electrodos queden bien adheridos a la superficie de la piel.
- Probablemente con los avances tecnológicos, sea posible en el futuro contar con una tarjeta de adquisición con iguales o incluso mejores características y de menor tamaño de manera que sea posible reducir el tamaño del prototipo. De la misma manera, se podrían considerar otros enfoques para reducir el tamaño de las baterías y el consumo de energía general del prototipo.



## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 3M. (s.f.). *Monitoring electrodes*. Obtenido de [http://solutions.3m.com/wps/portal/3M/en\\_EU/Healthcare-Europe/EU-Home/Products/ProductCatalogue/?PC\\_Z7\\_RJH9U52300PI40IA1Q602S28E7000000\\_nid=NRXNH3WTFBbeC5B8TM34HSgl](http://solutions.3m.com/wps/portal/3M/en_EU/Healthcare-Europe/EU-Home/Products/ProductCatalogue/?PC_Z7_RJH9U52300PI40IA1Q602S28E7000000_nid=NRXNH3WTFBbeC5B8TM34HSgl)
- Anandanatarajan, R. (2011). *Biomedical Instrumentation and Measurements*. New Delhi: Asoke K. Ghosh.
- Arbeláez Salazar, O., Gómez Angarita, J. I., & Mendoza Vargas, J. A. (2007). Diseño de un electromiógrafo con procesador digital de señales para captación de señales musculares. *Revista Médica de Risaralda*, 1-14.
- Aridarma, A., Astami, K., Soegijoko, S., & Koiter, T. (s.f.). *Design and Implementation of 4 Channel Microcontroller Based Electromyograph*. Ganesa.
- Barea Navarro, R. (2012). *Introducción y conceptos básicos de la instrumentación biomédica*. Obtenido de <http://www.bioingenieria.edu.ar/academica/catedras/bioingenieria2/archivos/apuntes/tema%201%20-%20introduccion%20a%20la%20instrumentacion.pdf>
- Bolaños Logroño, P. F., & López Alarcón, B. G. (2009). Diseño e implementación de un prototipo de electromiografía de extremidades inferiores y superiores del ser humano. Riobamba, Ecuador.
- Chindon Livisaca, K. J. (11 de julio de 2011). *Electromiógrafo*. Cuenca, Ecuador.

- Cifuentes González, I. A. (septiembre de 2010). Diseño y construcción de un sistema para la detección de señales electromiográficas. Yucatán.
- Cosmanescu, A., Miller, B., Magno, T., Ahmed, A., & Kremic, I. (2006). Design and Implementation of a Wireless (Bluetooth) Four Channel Bio-Instrumentation Amplifier and Digital Data Acquisition Device with User-Selectable Gain, Frequency, and Driven Reference. *EMBS Annual International Conference* (págs. 2053-2056). New York: IEEE.
- Drake Moyano, J. M. (2005). *El amplificador de instrumentación*. Obtenido de UNIVERSIDAD DE CANTABRIA: [http://www.ctr.unican.es/asignaturas/instrumentacion\\_5\\_IT/IEC\\_3.pdf](http://www.ctr.unican.es/asignaturas/instrumentacion_5_IT/IEC_3.pdf)
- *El amplificador operacional*. (2010). Obtenido de [http://cvb.ehu.es/open\\_course\\_ware/castellano/tecnicas/electro\\_gen/teoria/tema-6-teoria.pdf](http://cvb.ehu.es/open_course_ware/castellano/tecnicas/electro_gen/teoria/tema-6-teoria.pdf)
- Flores Rivera, M., & René, Á. (s.f.). *Electromiógrafo*. Cuenca.
- Giménez, S. (9 de noviembre de 2011). *El Electromiograma*. Obtenido de Medicina : <http://www.medicina21.com/doc.php?apartat=Tecnicas&id=1195>
- Gómez Angarita, J. I. (2009). La electromiografía: un acercamiento al concepto fisiológico, la construcción de un equipo electromiográfico con registro no invasivo y la resistencia galvánica de piel como método de relajación muscular. Pereira.
- Iberoramericana, U. (Abril de 2012). Obtenido de KE+: <http://www.uia.mx/ke+/43/karrera.html>
- Khandpur, R. (2004). *Biomedical Instrumentation: Technology and Applications*. Mcgraw-hill.

- Lertsirimongkolsuk, S., & Sriyudthsak, M. (2003). Portable Eight Channels Electromyograph. *AsiaSENSE*, (págs. 313-316). Bangkok.
- Marcombo, S. (1988). *Introducción a la bioingeniería*. Barcelona: Ediciones Unidas, S.A.
- Merletti, R., & Parker, P. A. (2004). *Electromyography: Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications*. New Jersey: John Wiley & Sons, Inc.
- Moreno Velasco, I. (s.f.). *Área de Tecnología Electrónica*. Obtenido de El amplificador de instrumentación: <http://www.unet.edu.ve/~ielectro/42-AmplificadorInstrumentacion.pdf>
- Muñoz, Á. (2012). *Universidad Latina de Costa Rica*. Obtenido de Sistema Instrumento Hombre: [https://bie02.files.wordpress.com/2008/10/texto\\_4\\_sistema\\_instrumento\\_hombre.pdf](https://bie02.files.wordpress.com/2008/10/texto_4_sistema_instrumento_hombre.pdf)
- Neuman, M. R. (2012). *Biopotential Electrodes*. Memphis.
- Nieves, V. (2012). *Señales bioeléctricas*. Obtenido de Academia.edu: [https://www.academia.edu/5049945/Se%C3%B1ales\\_bioelectricas\\_I](https://www.academia.edu/5049945/Se%C3%B1ales_bioelectricas_I)
- Nungo, F. (22 de Septiembre de 2013). *Blogspot*. Obtenido de Instrumentación Electrónica: <http://apuntesinstrumentacionelectronica.blogspot.com/2013/09/caracteristicas-en-los-instrumentos-de.html>
- Pineda López, F. M. (2014). *Instrumentación Biomédica*. Quito, Pichincha, Ecuador.
- STMicroelectronics. (2014). *STM User manual*. Obtenido de <http://www.st.com/st-web->

ui/static/active/en/resource/technical/document/user\_manual/DM00039084.pdf

- Texas Instruments. (febrero de 2005). Precision, Low power Instrumentation Amplifiers. *INA128, INA129*. Texas.
- Urbina Rojas, W. F., & Martínez Santa, F. (14 de febrero de 2012). Implementación de un electromiógrafo con interfaz USB. *Tecnura*, págs. 117-130.
- Urbina, W. M. (Julio-Septiembre de 2012). Implementación de un electromiógrafo con interfaz USB. *Tecnura*, págs. 117-130.
- Valencia, U. P. (2012). *Bioteología Biomédica*. Obtenido de <http://www.upv.es/titulaciones/MUBB/indexc.html>
- Welch Allyn. (s.f.). *Parts & Accessory catalog*. Obtenido de <http://www.welchallyn.com/en/parts.html#query=&part-type=Disposables>

## **ANEXO A**

### **Tarjeta STM32F4 DISCOVERY**

## **ANEXO B**

**Amplificador de instrumentación**

**INA129**

## **ANEXO C**

### **Amplificador operacional de propósito general TL084**

## **ANEXO D**

### **Regulador de voltaje L7805**



## ACTA DE ENTREGA

El proyecto de grado denominado "*Diseño e implementación de un Sistema de Electromiografía Computarizada*", fue entregado al Departamento de Eléctrica y Electrónica y reposa en la Universidad de las Fuerzas Armadas - ESPE, desde:

Sangolquí, 31 de Agosto de 2015

ELABORADO POR:



---

Cristina Solange Jaramillo Flores

1772248202-1

AUTORIDAD:



---

Ing. Víctor Proaño MSc.

DIRECTOR DE LA CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRONICA,  
AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL