



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

ESCUELA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

**TRABAJO DE GRADO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE
INGENIERO EN MECATRÓNICA**

TEMA

**“PROTOTIPO BANDA DE MUSLO PARA LA CAPTURA Y
ACONDICIONAMIENTO DE LAS SEÑALES EMG DE LAS EXTREMIDADES
INFERIORES.”**

AUTOR: Jácome Quilumbango Danny Rubén

DIRECTORA: Ing. MSc. Luz María Tobar Subía

Ibarra – Ecuador

2016



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

BIBLIOTECA UNIVERSITARIA

AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN

1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA.

La Universidad Técnica del Norte dentro del Proyecto Repositorio Digital Institucional determinó la necesidad de disponer de textos completos en formato digital con la finalidad de apoyar los procesos de investigación, docencia y extensión de la universidad.

Por medio del presente documento dejo sentada mi voluntad de participar en este proyecto, para lo cual se pone a disposición la siguiente información:

DATOS DEL AUTOR	
CEDULA DE IDENTIDAD	100346997-8
APELLIDOS Y NOMBRES	JÁCOME QUILUMBANGO DANNY RUBÉN
DIRECCIÓN	10 DE AGOSTO Y JORGE REGALADO (ATUNTAQUI)
E-MAIL	drjacome@utn.edu.ec
TELÉFONO MÓVIL	0989170105
DATOS DE LA OBRA	
TÍTULO	PROTOTIPO BANDA DE MUSLO PARA LA CAPTURA Y ACONDICIONAMIENTO DE LAS SEÑALES EMG DE LAS EXTREMIDADES INFERIORES.
AUTOR	JÁCOME QUILUMBANGO DANNY RUBÉN
FECHA	FEBRERO DEL 2016
PROGRAMA	PREGRADO
TÍTULO POR EL QUE OPTA	INGENIERO EN MECATRÓNICA
ASESOR	Ing. MSc. Luz María Tobar Subía



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

2. AUTORIZACIÓN DE USO A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD

Yo, Danny Rubén Jácome Quilumbango, con cédula de identidad Nro. 100346997-8, en calidad de autor y titular de los derechos patrimoniales del trabajo de grado descrito anteriormente, hago entrega del ejemplar respectivo en formato digital y autorizo a la Universidad Técnica del Norte, la publicación de la obra en el repositorio digital Institucional y uso del archivo digital en la biblioteca de la Universidad con fines académicos, para ampliar la disponibilidad del material y como apoyo a la educación, investigación y extensión; en concordancia con la Ley de Educación Superior Artículo 144.

3. CONSTANCIAS

El autor manifiesta que la obra objeto de la presente autorización es original y se la desarrollo sin violar derechos de autor de terceros, por lo tanto, la obra es original, y que es el titular de los derechos patrimoniales, por lo que asume la responsabilidad sobre el contenido de la misma y saldrá en defensa de la Universidad en caso de reclamación por parte de terceros.

Ibarra, febrero del 2016

.....
Danny Rubén Jácome Quilumbango

C.I.: 100346997-8



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

DECLARACIÓN

Yo, Danny Rubén Jácome Quilumbango, con cédula de identidad N°. 100346997-8, declaro bajo juramento que el trabajo aquí descrito es de mi autoría; y que éste no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional.

A través de la presente declaración cedo los derechos de propiedad intelectual correspondientes a este trabajo, a la Universidad Técnica del Norte, según lo establecido por las Leyes de la Propiedad Intelectual, Reglamentos y Normativa vigente de la Universidad Técnica del Norte.

Ibarra, febrero del 2016

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Danny Rubén Jácome Quilumbango', is written over a horizontal dotted line.

Danny Rubén Jácome Quilumbango

C.I.: 100346997-8



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

**CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE GRADO A
FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE**

Yo, Danny Rubén Jácome Quilumbango con cédula de identidad Nro. 100346997-8, manifiesto mi voluntad de ceder a la Universidad Técnica del Norte los derechos patrimoniales consagrados en la Ley de Propiedad Intelectual del Ecuador, artículos 4, 5,6, en calidad de autor del trabajo de grado denominado: "PROTOTIPO BANDA DE MUSLO PARA LA CAPTURA Y ACONDICIONAMIENTO DE LAS SEÑALES EMG DE LAS EXTREMIDADES INFERIORES", que ha sido desarrollada para optar por el título de: Ingeniero en Mecatrónica en la Universidad Técnica del Norte, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente. En mi condición de autor me reservo los derechos morales de la obra antes citada. En concordancia suscribo este documento en el momento que hago entrega del trabajo final en formato impreso y digital a la biblioteca de la Universidad Técnica del Norte.

.....
Danny Rubén Jácome Quilumbango

C.I.: 100346997-8



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CERTIFICO

Que la Tesis previa a la obtención del título de Ingeniero en Mecatrónica con el tema: **"PROTOTIPO BANDA DE MUSLO PARA LA CAPTURA Y ACONDICIONAMIENTO DE LAS SEÑALES EMG DE LAS EXTREMIDADES INFERIORES"**, ha sido desarrollado y terminado en su totalidad por el Sr. Darryn Rubén Jácome Quilumbango, con cédula de identidad: 100346997-8, bajo mi supervisión para lo cual firmo en constancia.

A handwritten signature in blue ink, which appears to read "Luz María Tobar Subia", is written over a horizontal dotted line.

Ing. Mg. Luz María Tobar Subia

DIRECTORA



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

AGRADECIMIENTO

A Dios por estar siempre conmigo en cada paso que doy, por fortalecer mi corazón en momentos difíciles e iluminar mis pensamientos, por escuchar mis oraciones y jamás abandonarme en momentos que más lo necesitaba.

A mis padres por la confianza que me han brindado a lo largo de mi carrera estudiantil, por haberme regalado la mejor herencia, el estudio, a mi hermano por su cariño y su apoyo. A mis amigos y personas que directa o indirectamente han contribuido con el desarrollo de este trabajo.

Un agradecimiento especial a mi tutor Ing. Henry Cervantes y docentes de la carrera que me asesoraron, con sus conocimientos y experiencias al momento de realizar este trabajo, fueron de gran ayuda porque me hicieron crecer como persona y como profesional.



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

DEDICATORIA

Para la mujer más fuerte y dedicada el hermoso ángel que Dios me regalo la persona que más amo en mi vida, quien siempre me brindó su apoyo y uno que otro regaño para poder salir adelante a pesar de las situaciones, para ti madre mía. Con todo mi corazón te dedico este trabajo.

A mi padre, por ser la fortaleza de mi familia y poner alegría a cada minuto de mi vida, por enseñarme a ser fuerte y no doblegarme ante una derrota, y sobre todo saber apreciar las cosas que nos da la vida.

A una persona que admiro mucho, por su dedicación, su valentía, sus consejos que día a día trabaja por conseguir sus metas, mi hermana, gracias por ser mi apoyo, mi ejemplo a seguir.

DANNY R.

RESUMEN

La presente investigación detalla el desarrollo de un prototipo banda de muslo para el acondicionamiento y transmisión de forma inalámbrica de señales EMG hacia la PC, observando el comportamiento de las señales de los músculos de estudio. La investigación tiene como objetivo construir un dispositivo accesible a personas que han sufrido alguna amputación de sus extremidades.

En la actualidad existen prótesis mioeléctricas las cuales ayudan a las personas a recuperar gran parte de su movilidad, también se puede encontrar tarjetas las cuales son encargadas de realizar la lectura de las señales provenientes de los músculos de interés, un inconveniente se presenta al momento de realizar la toma de muestras, visualización y posterior almacenamiento de los datos obtenidos, debido a que se deben conectar cables a la persona y estar en constante vigilancia para controlar que estos no se desconecten, por lo que la funcionalidad de estas tarjetas resulta incómodo, por tal motivo en este trabajo se pretende mejorar la tarjeta de acondicionamiento de señales EMG realizada en la Universidad Técnica Del Norte, implementando circuitos de montaje superficial y reemplazando los cables por comunicación inalámbrica, teniendo así el prototipo completo en un solo circuito para observar estas señales y así implementar prótesis controladas por los músculos.

Los componentes electrónicos implementados en los diferentes circuitos de las etapas de acondicionamiento de la señal EMG, comunicación inalámbrica y alimentación del circuito, fueron adquiridos a nivel local. El resultado del trabajo fue la construcción un prototipo banda de muslo para la captura y acondicionamiento de señales EMG de las extremidades inferiores, las cuales se pueden observar en la PC de forma inalámbrica.

ABSTRACT

This present paper details the development of a prototype thigh band for packaging and transmission of EMG signals wirelessly to the PC, and observe the behavior of the signals from the muscles of study. The research aims to build a device accessible to people who have suffered any amputation of their limbs.

Currently there myoelectric prostheses which help people regain much of their mobility, you can also find cards which are responsible for carrying out the reading of the signals from the muscles of interest, a drawback is presented at the time of sampling, display and subsequent storage of the data obtained because wires must be connected to the person to be constantly monitoring and controlling these not disconnected, so that the functionality of these cards is uncomfortable, for that reason in this work is to improve the card design of EMG signals conducted at the Técnica Del Norte University, implementing circuits and surface mount replacing the cables through wireless communication, thus having the full prototype in a single circuit to watch these signals and thus implement the muscles controlled prostheses..

Electronic components implemented in the different circuits of the stages of conditioning the EMG signal, and wireless communication circuit power, were purchased locally. The result of this work was the construction, a thigh band for capturing and conditioning of EMG signals of the lower extremities prototype, which can be seen in the PC wirelessly.

ÍNDICE DE CONTENIDO

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE.....	I
1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA.....	II
2. AUTORIZACIÓN DE USO A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD	III
3. CONSTANCIAS	III
DECLARACIÓN	IV
CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE GRADO A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE.....	V
CERTIFICO	VI
AGRADECIMIENTO.....	VII
DEDICATORIA.....	VIII
RESUMEN	IX
ABSTRACT	X
ÍNDICE DE CONTENIDO.....	XI
ÍNDICE DE FIGURAS	XVI
ÍNDICE DE ECUACIONES.....	XXI
ÍNDICE DE TABLAS	XXIII
CAPÍTULO 1	1
1. INTRODUCCIÓN	1
1.1 Problema de la investigación.	2
1.1.1 Planteamiento del problema.	2
1.1.2 Objetivos de la investigación.	3

1.1.3	Justificación.....	3
1.1.4	Alcance y limitaciones.....	4
CAPÍTULO 2		5
2.	MARCO TEÓRICO	5
2.1	Antecedentes Históricos.....	5
2.1.1	Electromiografía.....	6
2.1.2	Generación de señales EMG.....	7
2.1.3	Potencial De acción de Unidad Motora (MUAP).....	8
2.1.4	Fatiga muscular.....	9
2.2	Electrodos de EMG.....	10
2.2.1	Electrodos de Aguja.....	11
2.2.2	Electrodos de superficie.....	12
2.2.3	Forma del electrodo.....	14
2.2.4	Preparación de la piel.....	14
2.2.5	La colocación de los electrodos (Extremidades Inferiores).....	15
2.2.6	Localización de los electrodos.....	16
2.2.7	Materiales de los electrodos.....	18
2.3	Sistema de acondicionamiento de la señal.....	19
2.3.1	Cables de electrodos.....	19
2.4	Microcontroladores PIC.....	19
2.4.1	Arquitectura de los microcontroladores.....	20
2.4.2	Familia de los Microcontroladores.....	23

2.4.3	Microcontrolador PIC 18f2550.....	25
2.5	Digitalización de señales.....	27
2.5.1	Convertor analógico digital.....	28
2.5.2	Frecuencia de Muestreo.....	29
2.5.3	Teorema de Muestreo.....	30
2.6	Comunicación inalámbrica.....	31
2.6.1	Conceptos sobre comunicación inalámbricas.....	32
2.6.2	Comunicación ZIGBEE.....	33
2.6.3	Comunicación BLUETOOTH.....	37
2.7	Protecciones y ruidos.....	38
2.7.1	Interferencia electromagnética en sistemas electrónicos de potencia.....	39
2.7.2	Compatibilidad electromagnética (EMC).....	39
2.7.3	EMI conducida.....	40
2.7.4	EMI radiada.....	40
CAPÍTULO 3		41
3.	METODOLOGÍA	41
3.1	Metodología Mecatrónica.....	41
3.2	Requerimientos del proyecto.....	41
3.2.1	Selección mejor electrodo de EMG.....	42
3.2.2	Sistema de comunicación.....	43
3.2.3	Selección del Microcontrolador.....	44
3.3	Diseño de los componentes del proyecto.....	46

3.3.1	Diseño de la etapa de alimentación del prototipo.	46
3.3.2	Diseño de la etapa de digitalización.	48
3.3.3	Diseño de la etapa de comunicación inalámbrica.	58
3.3.4	Desarrollo de la interfaz de visualización de las señales.	60
3.3.5	Diseño del circuito	63
3.4	Simulación y prototipo.	64
CAPÍTULO 4		67
4.	DESARROLLO Y CONSTRUCCIÓN	67
4.1	Configuración de los módulos XBee S1.	80
4.1.1	Configuración coordinador.	80
4.1.2	Configuración del End Device.	83
4.2	Consumo de energía.	84
4.3	Construcción.	85
4.3.1	Distribución correcta de los componentes y ruteado del circuito	85
4.4	Proceso de fabricación de la placa.	86
4.5	Montaje de los elementos.	86
4.6	Construcción de electrodos.	87
4.7	Montaje del dispositivo de acondicionamiento de señal EMG en la banda ..	95
4.8	Análisis y Resultados.	97
4.8.1	Ubicación y orientación de los electrodos en los músculos del muslo. ...	97
4.8.2	Registro de datos.	99
4.9	Costos.	103

CAPÍTULO 5	104
5 CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	104
5.1 Conclusiones.....	104
5.2 Recomendaciones.....	105
BIBLIOGRAFÍA	108
MANUAL DE OPERACIÓN.....	112
ANEXOS	120
REGULADOR DE VOLTAJE LM7805.....	120
REGULADOR DE VOLTAJE LM7905.....	121
AMPLIFICADOR OPERACIONAL LM324N	123
PIC18F2550	125
XBEE S1	127
CÓDIGO PIC.....	128
CÓDIGO LabVIEW.....	130
RUTEADO PLACA SUPERIOR	131
RUTEADO PLACA INFERIOR	132
AD620	133

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1 Señal mioeléctrica.....	8
Figura 2.2 Representación esquemática de la Unidad Motora y sus componentes. ...	9
Figura 2.3 Electrodo de biopotenciales Intramuscular: (a) bipolar y (b) de configuración unipolar.	12
Figura 2.4 Electrodo de superficie.	12
Figura 2.5 Resultado de la impedancia entre la piel y el electrodo.	13
Figura 2.6 Forma del electrodo.	14
Figura 2.7 Pruebas experimentales.....	15
Figura 2.8 Electrodo ubicación en el músculo recto femoral.	15
Figura 2.9 Ubicación electrodo Cuádriceps femoral (recto femoral).....	16
Figura 2.10 Ubicación de electrodo Cuádriceps femoral (vasto interno).	17
Figura 2.11 Ubicación de electrodo Cuádriceps femoral (vasto externo).	17
Figura 2.12 Electrodo desechable.....	19
Figura 2.13 Estructura del Microcontrolador.....	20
Figura 2.14 Arquitectura Von Neumann.	21
Figura 2.15 Arquitectura Harvard.	22
Figura 2.16 PIC de Gama enana.....	23
Figura 2.17 PIC de Gama media.....	24
Figura 2.18 Distribución de pines PIC 18F2550.....	25
Figura 2.19 Diagrama de bloques A/D.	27
Figura 2.20 Fases de conversión análoga/digital.	28
Figura 2.21 Aliasing debido a una baja frecuencia de muestreo.....	31
Figura 2.22 Clasificación de redes inalámbricas.	34
Figura 2.23 Topologías de Red.	35

Figura 2.24 Conexiones requeridas para el XBee.....	35
Figura 2.25 Piconet Estructura.....	38
Figura 3.1 Regulador de voltaje 5 volt.....	47
Figura 3.2 Regulador de voltaje -5 volt.....	47
Figura 3.3 XBee regulated.....	47
Figura 3.4 Integrado LM117.....	48
Figura 3.5 Diseño final de la etapa de alimentación de prototipo.....	48
Figura 3.6 Diagrama de flujo.....	49
Figura 3.7 Grafica del tiempo TM mayor a RS.....	52
Figura 3.8 Tiempo de adquisición y envío de datos.....	54
Figura 3.9 Visualización tiempo de muestreo TM 900 μs	55
Figura 3.10 Visualizaciones en osciloscopio portátil (pequeño).....	56
Figura 3.11 Visualizaciones en osciloscopio del laboratorio de Mecatrónica.....	56
Figura 3.12 XBee Explorer.....	58
Figura 3.13 Módulo XBee.....	58
Figura 3.14 Serie End Device. Figura 3.15 Serie Coordinador.....	59
Figura 3.16 Diagrama de flujo del programa realizado en LabVIEW.....	61
Figura 3.17 Código LabVIEW (adquirir datos).....	62
Figura 3.18 Código LabVIEW (Visualizar datos).....	63
Figura 3.19 Prueba 1 señal del músculo (vasto externo).....	64
Figura 3.20 Prueba 2 señal del músculo (vasto externo) contracciones leves.....	64
Figura 3.21 Prueba 3 señal del músculo (vasto externo) contracciones leves.....	65
Figura 3.22 Prueba 4 señal del músculo (vasto externo) contracción fuerte.....	65
Figura 3.23 Visualización de datos en el segundo panel del programa.....	66
Figura 3.24 Prototipo banda de muslo.....	66

Figura 4.1 Etapa de pre amplificación.	70
Figura 4.2 Filtro pasa bandas de 20 a 500[Hz] de cuarto orden butterworth.....	76
Figura 4.3 Filtro notch de 60[Hz] con ancho de banda de 2[Hz].	78
Figura 4.4 Etapa de amplificación final.....	78
Figura 4.5 Rectificador de onda completa de precisión.....	79
Figura 4.6 Detector de envolvente.	79
Figura 4.7 Configuración de los módulos XBee Coordinador paso 1.	80
Figura 4.8 Configuración de los módulos XBee Coordinador paso 2.	80
Figura 4.9 Configuración de los módulos XBee Coordinador paso 3.	81
Figura 4.10 Configuración de los módulos XBee Coordinador paso 4.	81
Figura 4.11 Configuración de los módulos XBee Coordinador paso 5.	82
Figura 4.12 Configuración de los módulos XBee Coordinador paso 6.	82
Figura 4.13 Configuración de los módulos XBee Coordinador paso 7.	83
Figura 4.14 Configuración del módulo XBee End Device.....	83
Figura 4.15 Configuración de Baudios Coordinador.....	84
Figura 4.16 Configuración de Baudios End Device.	84
Figura 4.17 Coordinador alimentado a la PC. Figura 4.18 XBee alimentación con baterías.	84
Figura 4.19 Flujograma de construcción de todo es sistema de adquisición de señales EMG.....	85
Figura 4.20 Placa de cobre.	86
Figura 4.21 Pistas placa superior. Figura 4.22 Pistas placa inferior.....	86
Figura 4.23 Soldadura de los elementos.....	86
Figura 4.24 Acero inoxidable.....	88

Figura 4.25 Electrodo lijado vista frontal. Figura 4.26 Broche de electrodos desechables.	88
Figura 4.27 Electrodo de acero inoxidable.	89
Figura 4.28 Banda con electrodos (inversor y no inversor).	89
Figura 4.29 Electrodo de referencia.	89
Figura 4.30 Visualización de la señal EMG (registro débil) en LabVIEW y Osciloscopio, electrodos de acero inoxidable.....	90
Figura 4.31 Visualización de la señal EMG (contracción suave) en LabVIEW y Osciloscopio, electrodos de acero inoxidable.....	90
Figura 4.32 Visualización de la señal EMG (contracción fuerte) en LabVIEW y Osciloscopio, electrodos de acero inoxidable.....	91
Figura 4.33 Visualización de datos de la señal EMG (registro débil) en LabVIEW y Osciloscopio, electrodos de Plata / Cloruro de plata (desechables).....	91
Figura 4.34 Visualización de la señal EMG (contracción suave) en LabVIEW y Osciloscopio, electrodos de Plata / Cloruro de Plata (desechables).	92
Figura 4.35 Visualización de la señal EMG (contracción fuerte) en LabVIEW y Osciloscopio, electrodos de Plata / Cloruro de Plata (desechables).	92
Figura 4.36 Graficas de los datos registrado con el electrodo de acero inoxidable en el musculo bíceps del brazo.	94
Figura 4.37 Graficas de los datos registrados con el electrodo Plata / Cloruro de Plata en el musculo bíceps del brazo.	94
Figura 4.38 Comparación de los dos electrodos realizada en el musculo bíceps del brazo.	94
Figura 4.39 Comparación de los dos electrodos.	95
Figura 4.40 Prototipo banda de muslo.	95

Figura 4.41 Colocación de todo el prototipo en el muslo.....	96
Figura 4.42 Cableado de electrodos en la banda.....	96
Figura 4.43 Conexión del sistema de alimentación a la tarjeta de acondicionamiento.	97
Figura 4.44 Músculo recto femoral con electrodos de acero inoxidable.....	97
Figura 4.45 Músculo recto femoral con electrodos desechables.....	98
Figura 4.46 Músculo vasto medio con electrodos de acero inoxidable.	98
Figura 4.47 Músculo vasto medio con electrodos desechables.	98
Figura 4.48 Músculo vasto lateral con electrodos de acero inoxidable.....	99
Figura 4.49 Músculo vasto lateral con electrodos desechables.	99
Figura 4.50 Electrodo de referencia de acero inoxidable.	99
Figura 4.51 Amplitudes de los músculos del muslo.....	100
Figura 4.52 Amplitudes de los músculos del muslo.....	101
Figura 4.53 Graficas de los datos obtenidos en las dos tarjetas amplitud máxima.	102
Figura 4.54 Graficas de los datos obtenidos en las dos tarjetas amplitud mínima. .	102

ÍNDICE DE ECUACIONES

Ecuación 2.1 Resolución del conversor Analógico / Digital.....	29
Ecuación 2.2 Frecuencia de muestreo de una señal.....	29
Ecuación 3.1 Resolución PIC.....	50
Ecuación 3.2 Resolución del PIC 18F2550.....	50
Ecuación 3.3 Error de conversión.....	51
Ecuación 3.4 Tiempo de adquisición.....	51
Ecuación 3.5 Tiempo mínimo requerido en la adquisición.....	51
Ecuación 3.6 Tiempo de establecimiento.....	51
Ecuación 3.7 Coeficiente de temperatura.....	51
Ecuación 3.8 Tiempo de cargar del condensador.....	51
Ecuación 3.9 Tiempo de muestreo.....	53
Ecuación 3.10 Tiempo de conversión del PIC.....	53
Ecuación 3.11 Tiempo de desbordamiento del TIMER 1.....	54
Ecuación 3.12 Ciclo máquina.....	55
Ecuación 3.13 Tiempo de desbordamiento TIMER 1 con ciclo máquina.....	55
Ecuación 3.14 Frecuencia de Muestreo del sistema.....	55
Ecuación 4.1 Ganancia del AD620 (Ver Anexo 10).....	67
Ecuación 4.2 Frecuencia.....	68
Ecuación 4.3 Constante de tiempo del integrador.....	68
Ecuación 4.4 Ganancia del amplificador en configuración no inversora.....	69
Ecuación 4.5 Función de transferencia normalizada del filtro pasa altas.....	70
Ecuación 4.6 Función de transferencia general de un filtro pasa altas.....	71
Ecuación 4.7 Función de transferencia general de un filtro pasa bajas.....	71

Ecuación 4.8 Función de transferencia general de un filtro pasa bajas.	71
Ecuación 4.9 Factor de calidad.	76
Ecuación 4.10 Ancho de banda.....	76
Ecuación 4.11 Resistencia de referencia del filtro notch.	76
Ecuación 4.12 Frecuencia de resonancia.	77

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1 Aplicaciones de los electrodos.	18
Tabla 2.2 Frecuencias de muestreo para determinadas señales.	31
Tabla 2.3 Eliminar la interferencia EMI.	39
Tabla 3.1 Selección de mejor electrodo.	43
Tabla 3.2 Características de los componentes de comunicación inalámbrica.	43
Tabla 3.3 Evaluación de los módulos de la comunicación inalámbrica.	44
Tabla 3.4 Características de los microcontroladores.	44
Tabla 3.5 Evaluación de los microcontroladores.	45
Tabla 3.6 Características de los reguladores de voltaje.	46
Tabla 3.7 Características LM117.	48
Tabla 3.8 Selección de fuentes de reloj.	53
Tabla 3.9 Diferencia entre comunicación Síncrona y Asíncrona.	57
Tabla 3.10 Parámetros de los módulos XBee.	60
Tabla 4.1 Datos registrados con electrodos de acero inoxidable.	93
Tabla 4.2 Datos registrados con el electrodo desechable (Ag/AgCl).	93
Tabla 4.3 Datos del músculo recto femoral.	100
Tabla 4.4 Datos del músculo vasto medio.	100
Tabla 4.5 Datos del músculo vasto lateral.	100
Tabla 4.6 Datos del músculo recto femoral.	101
Tabla 4.7 Datos del músculo vasto medio.	101
Tabla 4.8 Datos del músculo vasto lateral.	101
Tabla 4.9 Hoja de costos del dispositivo.	103

CAPÍTULO 1

1. INTRODUCCIÓN

El avance de la tecnología en los diferentes campos como; la medicina, control, automatización de procesos, rehabilitación de pacientes entre otras, ha permitido fusionar todos estos campos para así poder ingresar a cualquier sitio o lugar donde la tecnología permita, a pesar de sus diferencias en el tipo de aplicaciones que cada una de ellas desempeña, la tecnología va de la mano en estos campos, en especial con la medicina y la Mecatrónica, ya que en estas son las que más se pueden observar.

Las señales mioeléctricas que produce el cuerpo al momento de relajar o contraer un músculo, han sido descubiertas muchos años atrás la cual se la denomino electromiografía (EMG), este estudio de las señales EMG que producen los músculos nos permiten analizar el comportamiento de los mismos, al momento de realizar algún movimiento, además de poder controlar varios elementos en las cuales destacan las prótesis mioeléctricas, la cual esta accionada por este tipo de señales, mejorando así la calidad de vida de la personas.

La mayoría de investigaciones sobre electromiografía aplicada a prótesis, ha dedicado el estudio a las extremidades superiores y aplicando cables de comunicación para poder observar la señal a tratar, existen pocas investigaciones sobre una libre interacción al momento de realizar la toma de datos de las señales mioeléctricas de los músculos del muslo, en investigaciones realizadas en la Universidad Técnica Del Norte utilizan cables los cuales no permiten a la persona tener un libre desplazamiento cuando se realiza dichas pruebas. La mayoría están enfocados a realizar una tarjeta a la que se conecten: electrodos, cables de datos, baterías, reguladores de voltaje etc. y no un dispositivo que contenga todo y permita tener una mejor interacción cuando se realice este tipo de estudios. Surge la necesidad de incursionar en este campo y así poder solucionar los problemas que presentan al momento de adquirir estas señales.

Este proyecto tiene como objetivo la construcción de un prototipo banda de muslo para la captura, acondicionamiento y transmisión inalámbrica de las señales EMG de los músculos del muslo, mejorando así la interacción al momento de trabajar con dichas señales.

1.1 Problema de la investigación.

1.1.1 Planteamiento del problema.

En Ecuador la tasa de discapacidad es del 2.87% aproximadamente según los datos del CONADIS (Consejo Nacional de Discapacidades). Existen 416777 personas que sufren alguna discapacidad, ya sea esta auditiva, física, intelectual, visual y psicosocial. Más de 200000 personas sufren de alguna discapacidad física ya sea esta por pérdida, amputación del miembro o genética, más de la mitad de discapacitados en el Ecuador no poseen una movilidad total de sus extremidades (Consejo Nacional de Igualdad de Discapacidades, s.f.).

La facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas (FICA) de la Universidad Técnica del Norte busca brindar igualdad de oportunidades a las personas con discapacidades, mediante la investigación e implementación de dispositivos médicos que faciliten a las personas integrarse a la sociedad.

Hoy es posible crear prótesis biomecánicas para poder reemplazar las extremidades perdidas del cuerpo, a partir del estudio de las señales mioeléctricas que produce el músculo al momento de realizar algún movimiento. Para la adquisición de las mismas se necesitan electrodos que envíen una señal limpia o libre de ruido, en investigaciones realizadas en la Universidad Técnica del Norte se utilizan cables para recolectar la información que se obtiene del músculo lo que resulta en la mayoría de los casos complejo debido a que la persona necesita estar en un solo lugar; sentado, mientras se le conectan todos los cables en sus extremidades, esto no facilita la libre interacción del músculo al momento de realizar la toma de datos y además si existe un movimiento impulsivo los cables pueden desconectarse, por lo que es necesario que otra persona se encuentre constantemente revisando la conexión de los electrodos (Ricapa, 2013).

El prototipo banda de muslo mejorará la interacción que existe con el paciente al momento de realizar este tipo de estudios, ya que este módulo estará conectado directamente al músculo lo que permitirá obtener la información deseada.

1.1.2 Objetivos de la investigación.

1.1.2.1 Objetivo General.

Construir un prototipo banda de muslo para la captura, acondicionamiento y transmisión inalámbrica de las señales EMG de las extremidades inferiores.

1.1.2.2 Objetivos específicos.

- Seleccionar el electrodo más apropiado para la adquisición de las señales y obtener mejores resultados en tiempos prolongados.
- Determinar la ubicación ideal de los electrodos.
- Diseñar el circuito de acondicionamiento y transmisión inalámbrica.
- Realizar una interfaz gráfica para observar las señales EMG de los músculos de estudio.
- Realizas las pruebas de funcionamiento.

1.1.3 Justificación.

El proyecto surgió gracias a las necesidades que se generan por las personas que por algún motivo han sufrido la pérdida de alguna de sus extremidades, y no solo eso, además para el campo científico para la implementación de prótesis inteligentes, con lo que se puede mejorar la calidad de vida de estas personas, como lo expresa el objetivo 3 del Plan Nacional para el Buen Vivir “Mejorar la calidad de vida de la población es un reto amplio que demanda la consolidación de los logros alcanzados en los últimos seis años y medio, mediante el fortalecimiento de las políticas intersectoriales y la consolidación del Sistema Nacional de Inclusión y Equidad Social” (Desarrollo, 2013).

Existen variedad de tarjetas de acondicionamiento de señales EMG la tecnología ha avanzado tanto que se puede encontrar en otros países como; Estado Unidos, Argentina, y no al precio que las personas puedan acceder, “esto afecta a la zona uno específicamente en Imbabura, ya que en esta zona existe 4826 personas con alguna discapacidad física” (Consejo Nacional de Igualdad de Discapacidades, s.f.). Y la mayoría de ellos no utilizan prótesis que le ayuden a integrarse a la sociedad, además es difícil para estas personas realizarse un estudio de su extremidad afectada que ayudaría a saber si la persona puede adquirir una prótesis.

Esta investigación se deriva de recientes proyectos que ha realizado el grupo de investigación de biomecatrónica de la Universidad Técnica del Norte. El desarrollo de éste prototipo banda de muslo influirá positivamente en los procesos de investigación sobre biomecatrónica ya que se podrán llevar a cabo con mayor facilidad sin tener que iniciar cada vez desde cero.

El diseño del prototipo banda de muslo para la captura de las señales mioeléctricas de los músculos, será de mucha ayuda en la investigación y posterior caracterización de las señales. Empleando el uso de la electrónica como herramienta de aplicación para el análisis de señales mioeléctricas. Además de identificar los niveles de amplitud y frecuencia de las señales en diferentes tipos de personas, y con estos datos realizar una prótesis u ortesis para una determinada persona.

1.1.4 Alcance y limitaciones.

La investigación tiene como propósito crear un dispositivo banda de muslo para la adquisición de las señales mioeléctricas que emiten los músculos de las extremidades inferiores. Al momento de realizar las pruebas del prototipo se trabajará con una persona sana.

Para determinar el sensor apropiado se analizarán los electrodos existentes en el medio, los cuales captan las señales que producen los músculos al relajarse o contraerse, dentro de este estudio se realizarán pruebas que determinen la forma, separación y ubicación adecuada de los electrodos que permita obtener una señal con bajo nivel de ruido.

Se construirá con un material de envoltura individualizada. La tecnología permitirá una fácil aplicación y compresión para una mayor comodidad y soporte muscular concentrado. El diseño responde a un mejor ajuste al músculo de estudio y una mejor interacción al momento de realizar el estudio de este tipo de señales.

Para el acondicionamiento de las señales a tratar se utilizará las etapas de amplificación y filtrado las cuales se conectarán a los electrodos de EMG, todo esto en la banda, para luego la señal obtenida enviarla a un computador y poder observar dichas señales mediante una interfaz gráfica que se la realizará mediante software.

CAPÍTULO 2

2. MARCO TEÓRICO

El cuerpo humano genera varios tipos de señales biológicas, estas pueden ser captadas con aparatos especiales, los cuales mediante un correcto acondicionamiento a la señal se las puede estudiar y analizar, para su posterior uso, debido a su amplio campo de aplicación, hoy en día las señales más utilizadas son las de electromiografía (EMG), por lo que su uso es esencial para el funcionamiento de las prótesis y otras aplicaciones.

Actualmente se puede encontrar herramientas las cuales permitan realizar una transmisión y recepción de datos de manera inalámbrica, para así poder eliminar los cables de envío de datos y obtener resultados favorables. Por tal motivo se necesita implementar un circuito el cual permita tener el registro de la actividad muscular, pero de forma inalámbrica.

A lo largo de este capítulo se verá brevemente su historia, como se generan dichas señales, los sensores que se utilizan, las aplicaciones que tiene, la comunicación inalámbrica, finalmente se explica las protecciones y ruidos que pueden afectar al sistema.

2.1 Antecedentes Históricos.

Los antecedentes históricos del registro de actividad eléctrica se remontan a mediados del siglo XVII, cuando el médico y científico italiano *Francesco Redi*, demostró la existencia de un músculo especializado capaz de generar electricidad en el pez raya. También en el campo de la experimentación animal, *John Walsh* reportó la generación de electricidad por la musculatura de la anguila en 1773. Posteriormente, *Luigi Galvani* en 1786 realizó sus famosos experimentos en una máquina electrostática acoplada a ranas y llegó a la conclusión de la existencia de electricidad en la musculatura de los organismos vivos (Soto, 2008).

De singular interés son los trabajos de *Volta AG* que demostró el origen de la electricidad. En el siglo XIX *Guillaume BA Duchenne* realizó el primer trabajo sobre la dinámica y función del músculo, construyó un equipo de estimulación neuromuscular, en sus comienzos con fines terapéuticos, después investigativos y diagnósticos. De

esta etapa inicial el trabajo más importante fue el de *Erlanger J* y *Spencer Gasser H*, que amplificaron señales eléctricas, estimulando una fibra nerviosa en un osciloscopio de rayos catódicos y recibieron el premio Nobel de medicina y fisiología en 1944 (Soto, 2008).

En la década de 1920, Gasser y Newcomer utilizan el osciloscopio de rayos catódicos recién inventado para mostrar las señales de los músculos. Esta hazaña les hizo ganadores del Premio Nobel en 1944. Como resultado de las continuas mejoras en la instrumentación de EMG a partir de la década de 1930 a 1950, los investigadores comenzaron a utilizar Electromiografía Superficial (SEMG) más ampliamente para el estudio de la función muscular normal y anormal. Durante la década de 1930, Edmund Jacobson, el padre de la relajación progresiva, utilizó SEMG para estudiar sistemáticamente los efectos de su protocolo de entrenamiento de relajación muscular en actividad (Criswell, 2011).

El primer estudio en profundidad del electromiograma fue llevado a cabo por Piper en 1912, quien registró potenciales durante la contracción voluntaria empleando electrodos de superficie y un galvanómetro de hilo. Posteriormente, en 1929, Adrian y Broke introdujeron el electrodo concéntrico de aguja que hizo posible, conjuntamente con el osciloscopio de rayos catódicos y los amplificadores electrónicos, el estudio de potenciales de acción de unidades motrices y de fibras únicas (ALCALÁ).

Las señales que generan los músculos tienen una amplitud de 0V cuando se encuentra en reposo y 250 μ V durante la contracción, por lo que es necesario un circuito de acondicionamiento o tratamiento de la señal para poder así llevarla a niveles adecuados para su estudio. También son necesarios sensores los cuales recogen la actividad eléctrica del músculo y la envían mediante cables al sistema de acondicionamiento, estos sensores son denominados electrodos de EMG los cuales en su primera clasificación se encuentran como; electrodos profundos o superficiales.

2.1.1 Electromiografía.

La captación de las señales eléctricas producidas por los músculos durante una contracción muscular se conoce como electromiografía. Estas señales son generadas por el intercambio de iones a través de las membranas de las fibras musculares debido a una contracción muscular (Biomédica, 2015).

El estudio de la actividad eléctrica de los músculos del esqueleto. Proporciona información muy útil sobre su estado fisiológico y el de los nervios que los activan. Permite la localización, en el caso, por ejemplo, de parálisis musculares, del lugar de la lesión, que puede estar en el encéfalo, la médula espinal, el axón, la unión neuromuscular o las propias fibras musculares (ALCALÁ).

Un músculo (por ejemplo, el bíceps de los brazos) consta de miles de células individuales, envueltas en tejido conectivo. Como las células musculares tienen una forma elongada, con frecuencia se llaman fibras. Las fibras musculares están dispuestas en haces llamados fascículos (Biomédica, 2015).

Para el acondicionamiento de la señal mioeléctrica, es necesario la aplicación de filtros, que permiten obtener una señal con un bajo nivel de ruido y, al mismo tiempo, eliminar o mitigar las frecuencias no deseadas en la adquisición de la señal mioeléctrica. Existen muchas fuentes de ruido, algunas de ellas son: piel, campos electromagnéticos, los artefactos de movimiento y otros aparatos eléctricos que puede estar en su lugar durante el registro. Otras fuentes pueden estar en interferencia con la red, a 60 [Hz] (en otros países 50 [Hz]) y el fenómeno de diafonía, causada por músculos adyacentes a la zona de importancia. La eliminación de ruido es importante para tener una señal mioeléctrica de buena calidad (F. Cadena, 2015).

Una parte esencial para la adquisición de las señales EMG es identificar el tipo de electrodos a utilizar, en la mayoría de estudios se utilizan electrodos superficiales de plata, cloruro de plata (Ag/AgCl) una desventaja al utilizar este tipo de electrodos es que su uso es limitado y solo se pueden utilizar una o dos veces, además si se ocupa en tiempos muy prolongados ocasiona una pérdida de su adherencia y por lo tanto una pérdida al momento captar la señal, por otra parte existen electrodos de acero inoxidable los cuales presentan una mayor ventaja respecto a los electrodos desechables al momento de utilizarlos durante tiempos prolongados.

2.1.2 Generación de señales EMG.

Las señales mioeléctricas (**Figura 2.1**) provienen tanto de las contracciones como de las relajaciones de los músculos, estas representan la corriente generada por el flujo iónico a través de la membrana de las fibras musculares, las cuales se propagan a

través de los tejidos hasta llegar al lugar donde serán registradas. Así, esta señal se ve afectada tanto por las propiedades anatómicas como por las fisiológicas de los músculos, por el esquema de control del sistema nervioso y por las características de la instrumentación empleada para su detección (Juan Enrique Argüelles Morales, 2011).

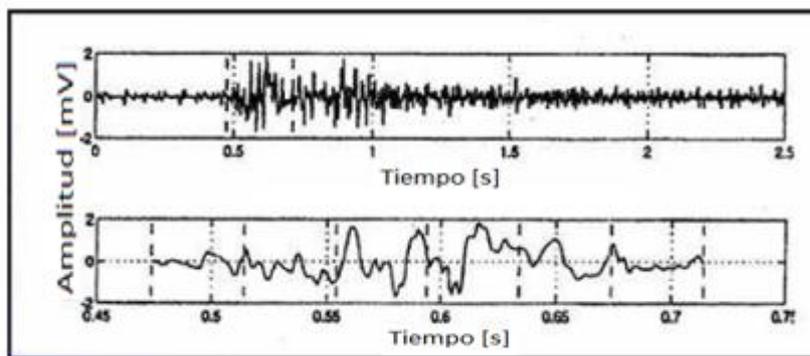


Figura 2.1 Señal mioeléctrica. (Juan Enrique Argüelles Morales, 2011)

En otras palabras, una señal mioeléctrica (potencial de acción motora), es la manifestación de los impulsos eléctricos que producen contracción de las fibras musculares del cuerpo. El término es frecuentemente usado en referencia con los músculos esqueléticos que controlan voluntariamente los movimientos (Juan Enrique Argüelles Morales, 2011).

2.1.3 Potencial De acción de Unidad Motora (MUAP).

La unidad funcional de un músculo se denomina una unidad de motor; ello se compone de una neurona motora alfa y de fibras musculares que están vinculados por las ramas axonales de la neurona motora. Esto genera un potencial de acción que muestra la actividad en las fibras musculares debido a la contracción del músculo (F. Cadena, 2015).

La señal eléctrica producida por la activación de las fibras musculares de una unidad motora detectada alrededor de un electrodo se denomina MUAP. Las señales EMG (también conocidas como MUAPs) son señales eléctricas producidas por un músculo durante el proceso de contracción y relajación. Las MUAPs son la suma de la actividad eléctrica de todas las fibras musculares que forman parte de una unidad motora (MU). La neurona motora es la encargada de emitir el impulso que provocará la contracción del conjunto de fibras, y de esta manera, provocar el movimiento del músculo. La **Figura 2.2** Muestra el esquema de una unidad Motora (Navarro, Monitor EMG con conexión, 2008).

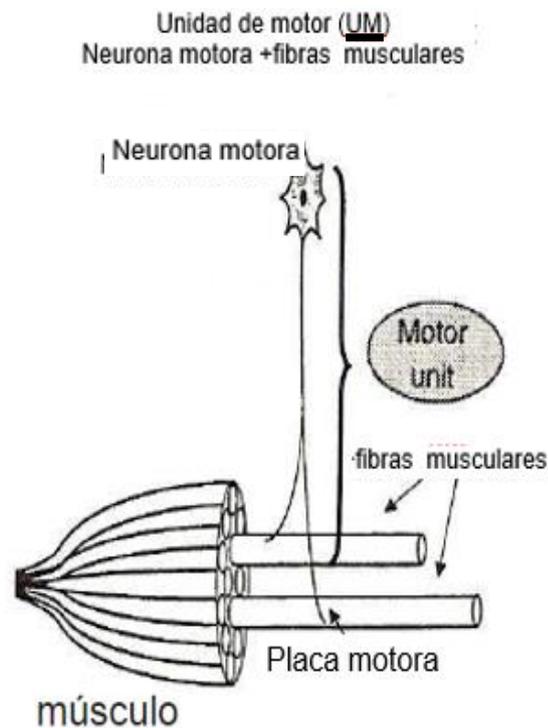


Figura 2.2 Representación esquemática de la Unidad Motora y sus componentes. (Navarro, Monitor EMG con conexión, 2008)

Las principales características del estudio de las señales EMG son: la amplitud del pico principal, los cambios de fase de la señal, la duración y la estabilidad de la misma. Generalmente, la amplitud de la tensión que se puede medir está comprendida entre los centenares de μV hasta unos pocos mV , y el espectro frecuencial entre los 20 Hz y los 500 Hz, concentrando la mayor parte de potencia entre los 50 Hz y los 200 Hz. La duración se define como el tiempo desde la deflexión inicial al retorno a la línea de base, y suele tener unos valores medios de entre 5 y 15 ms. Finalmente, la estabilidad de un MUAP nos da una idea de la constancia de la señal (Navarro, Monitor EMG con conexión, 2008).

2.1.4 Fatiga muscular.

Se conoce como el agotamiento de uno o más músculos producida por consecuencia de una actividad física intensa (sin el adecuado entrenamiento) y sin periodos de recuperación. Muy común en grupos musculares como las piernas y los muslos (Pendenza).

La fatiga muscular es definida como la incapacidad del músculo para mantener la fuerza o potencia esperada. Las causas que la provocan se deben a diferentes alteraciones específicas dentro del propio músculo, entre las cuales cabe destacar el agotamiento de substratos energéticos (glucógeno muscular). Por otro lado, la fatiga también puede ser consecuencia de alteraciones a nivel de sistema nervioso central, en lo que se ha denominado como “fatiga central”. Esta hipótesis sugiere que un aumento de los niveles cerebrales de serotonina podría alterar las funciones del sistema nervioso central durante el ejercicio prolongado, disminuyendo así el rendimiento físico (Navarro, Monitor EMG con conexión, 2008).

Los efectos de la fatiga muscular en las características de los MUAPs observados mediante técnicas de medición superficial, son los siguientes:

- a) Decremento de la densidad de potencia de señal.
- b) Desplazamiento del espectro de la señal hacia frecuencias inferiores a las normales.
- c) Aumento de la amplitud de la tensión eficaz (valor cuadrático medio de la tensión) de la señal EMG.

2.2 Electrodo de EMG.

Las mediciones de biopotenciales se realizan utilizando diferentes tipos de electrodos especializados. La función de estos electrodos de grabación es acoplar los potenciales iónicos generados dentro del cuerpo hacia un instrumento electrónico. Los electrodos de biopotenciales se clasifican ya sea como no invasiva (superficie de la piel) o invasiva (por ejemplo, microelectrodos o electrodos de alambre) (JOHN D. ENDERLE, 2012).

Las mediciones de biopotenciales deben llevarse a cabo usando electrodos de alta calidad para reducir al mínimo artefactos de movimiento y asegurar que la señal medida es precisa, estable y sin distorsiones. Los fluidos corporales son muy corrosivos para los metales, por lo que no todos los metales son aceptables para detección del biopotencial. Además, algunos materiales son tóxicos para los tejidos

vivos. Para aplicaciones implantables, que normalmente utilizan electrodos metálicos relativamente fuertes hechas, por ejemplo, de acero inoxidable o materiales nobles como el oro, o de varias aleaciones tales como platino-tungsteno, platino-iridio, de nitruro de titanio, o iridio-óxido. Electrodos de monitorización externos pueden usar materiales no nobles como la plata con menores preocupaciones de biocompatibilidad, pero deben abordar la gran impedancia de la piel y la interfaz de biopotencial inestable (JOHN D. ENDERLE, 2012).

Un diferente número de tipos de electrodos de biopotenciales se utilizan en la grabación electromiográfica (EMG) señales procedentes de diferentes músculos en el cuerpo. Los electrodos más comunes utilizados para EMG de superficie estudios de grabación y de conducción nerviosa son discos circulares, alrededor de 1 cm de diámetro, que están hechos de plata o platino (JOHN D. ENDERLE, 2012).

2.2.1 Electrodos de Aguja.

Para la grabación directa de las señales eléctricas de los nervios y fibras musculares, unas variedades de electrodos de aguja están disponibles, como se ilustra en la **Figura 2.3**. Los más comunes tipos de electrodos de aguja es el electrodo bipolar concéntrico muestra en la **Figura 2.3 (a)**. Este electrodo está hecho de alambres metálicos delgados encerrado dentro de una cánula más grande o aguja hipodérmica. Los dos cables sirven como los electrodos de registro y de referencia. Otro tipo de electrodo de EMG es el electrodo de aguja unipolar (**Figura 2.3 b**). Este electrodo está hecho de un alambre fino que está aislado en su mayoría por una fina capa de Teflón, excepto cerca de 300 mm de la punta distal. A diferencia de un electrodo bipolar, este electrodo requiere un segundo electrodo de referencia unipolar para formar un circuito eléctrico cerrado. El segundo electrodo de registro está normalmente colocado ya sea adyacente al electrodo de registro o unido a la superficie de la piel (JOHN D. ENDERLE, 2012).

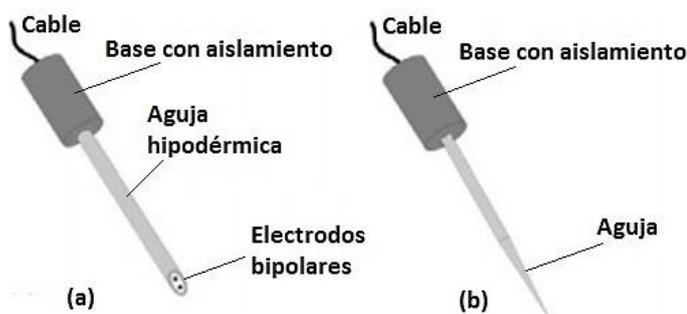


Figura 2.3 Electrodo de biopotenciales Intramuscular: (a) bipolar y (b) de configuración unipolar. (Enderle & Bronzino, 2012)

La **Figura 2.3** muestra los electrodos de captación de aguja, que son utilizados en un método invasivo que representa dolor para la persona y requiere de alta experiencia técnica, ya que de lo contrario se puede averiar al musculo sino se colocan en la zona de estudio.

2.2.2 Electrodo de superficie.

Los electrodos son colocados sobre la piel (**Figura 2.4**), estos electrodos son principalmente superficies de metal, sin embargo, debido al estar en contacto directo con la piel hay que tomar ciertas consideraciones: 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 (González, 2010).

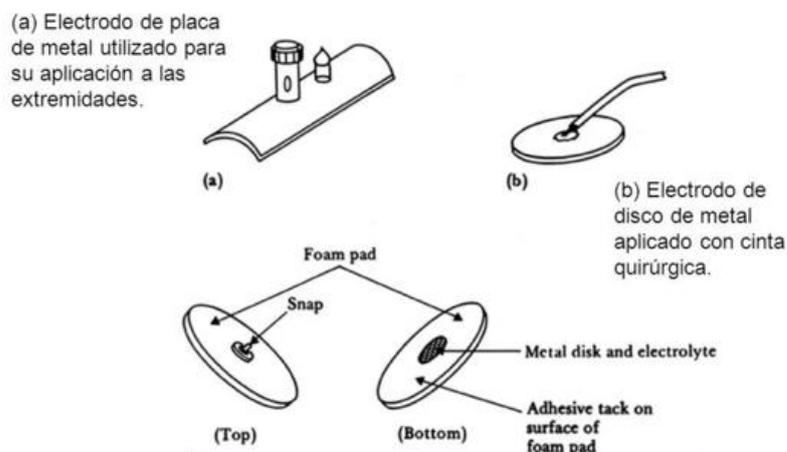


Figura 2.4 Electrodo de superficie. (John Wiley & Sons, 2006)

Existen varios tipos de electrodos de superficie, estos se dividen principalmente en dos grandes grupos: electrodos secos y electrodos húmedos. Los electrodos húmedos son aquellos en los que entre la placa de metal y la piel se encuentra una substancia electrolítica o gel conductor, esto se hace con el fin de minimizar el ruido intrínseco que se genera entre el contacto de la piel y el metal, este gel conductor mejora la conductividad y el flujo de la corriente (González, 2010).

Los materiales que se constituyen la mayoría de los electrodos de superficie son muy variables, entre ellos están la plata, el oro, acero inoxidable, platino entre otros.

En cuanto a los electrodos secos se aprecia en un estudio realizado de comparación con los electrodos húmedos de Ag/AgCl, las mediciones realizadas fueron para observar sobre la impedancia de contacto que presentan cada uno de estos electrodos, los resultados se muestran en la **Figura 2.5**, donde se aprecian las gráficas de la impedancia con respecto al tiempo. Es importante mencionar que se desea que la impedancia de contacto entre el electrodo y la piel se mantenga constante en el tiempo o lo más constante posible.

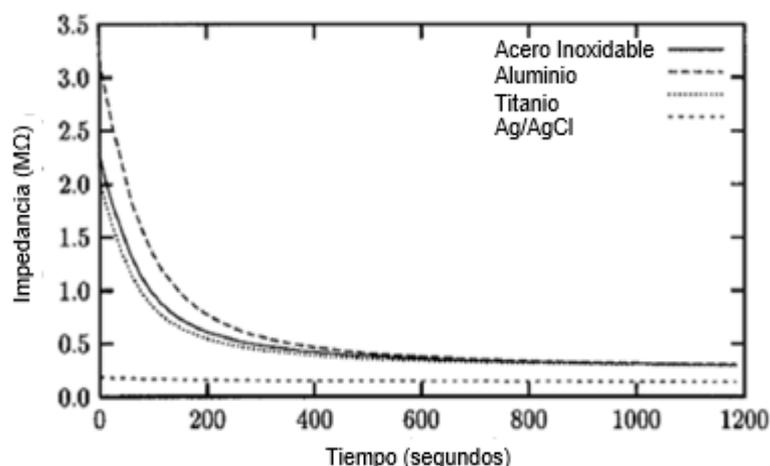


Figura 2.5 Resultado de la impedancia entre la piel y el electrodo. (González, 2010)

El propósito de este experimento fue, hacer una comparación entre los electrodos de Ag/AgCl y los electrodos secos de metales altamente conductores, encontrando que los electrodos de titanio y acero inoxidable presentan una respuesta de impedancia de contacto bastante parecida y muy aceptable cuando se les compara con los electrodos de Ag/AgCl (González, 2010).

2.2.3 Forma del electrodo.

La forma del electrodo se define como la zona conductora de electrodos SEMG. En la literatura la forma tanto rectangular y circular de los electrodos, son reportados a ser utilizados para las grabaciones SEMG (**Figura 2.6**). Al considerar las diferencias solamente en la forma (es decir, la comparación de un electrodo circular con diámetro de I con un cuadrado del tamaño del electrodo $R \times R$) no hay mucha diferencia en el rendimiento. La respuesta de los electrodos será básicamente la misma. Siempre y cuando el área de la superficie total de los dos electrodos sea el mismo (esto es cierto para pequeños valores de R), la impedancia de la piel de ambos electrodos será casi iguales, por lo que en ese sentido también ninguna influencia se puede esperar (SENIAM, Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles, 2015).



Figura 2.6 Forma del electrodo. (SENIAM, Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles, 2015)

2.2.4 Preparación de la piel.

La impedancia debe ser reducida con el fin de obtener una buena calidad de una señal eléctrica. Para ello, se debe afeitar los bellos y frotar la piel con un gel abrasivo y reducir la capa de la piel seca o células muertas. También se debe remover el sudor a través la limpieza de la zona con alcohol (F. Cadena, 2015).

2.2.5 La colocación de los electrodos (Extremidades Inferiores).

Una buena ubicación de los electrodos es esencial para obtener una señal correcta. La ubicación, siempre que sea posible, en la línea media del vientre muscular se considera apropiado; en otras palabras, entre la unión mio-tendinosa y el punto del motor. Es muy importante mantener la ubicación de electrodos para todo experimento ya que la señal registrada varía dependiendo de la zona del músculo en el que se colocan los electrodos. También es conveniente para mantener una distancia de los electrodos inter-óptima, separadas por uno o dos centímetros de distancia (Figura 2.7 y Figura 2.8) (F. Cadena, 2015).



Figura 2.7 Pruebas experimentales. (F. Cadena, 2015)



Figura 2.8 Electrodo ubicación en el músculo recto femoral. (F. Cadena, 2015)

2.2.6 Localización de los electrodos.

Los electrodos se localizan de acuerdo al músculo que se quiera estudiar, para este trabajo se realizará la colocación de los electrodos en los músculos de cuádriceps del muslo, los cuales destacan son:

- a) Cuádriceps femoral (recto femoral)
- b) Cuádriceps femoral (vasto interno)
- c) Cuádriceps femoral (vasto externo)

2.2.6.1 Cuádriceps femoral (recto femoral)

Los electrodos deben ser colocados en el 50% en la línea de la espina iliaca anterior superior a la parte superior de la rótula, la orientación en la dirección de la línea de la espina iliaca anterior superior a la parte superior de la rótula. El electrodo de referencia debe ir colocado alrededor del tobillo (Figura 2.9) (SENIAM, Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles, 2015).

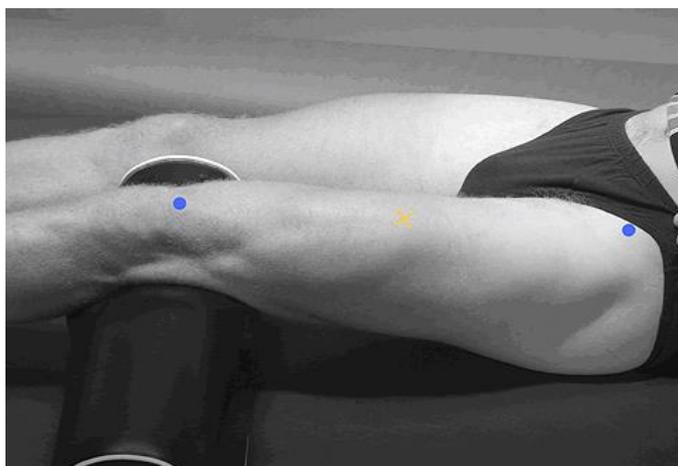


Figura 2.9 Ubicación electrodos Cuádriceps femoral (recto femoral). (SENIAM, Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles, 2015)

2.2.6.2 Cuádriceps femoral (vasto interno)

Los electrodos deben ser colocados en un 80% en la línea entre la espina iliaca anterior superior y el espacio articular frente al borde anterior del ligamento medial (Figura 2.10). La orientación casi perpendicular a la línea entre la espina iliaca anterior superior y el espacio articular frente al borde anterior del ligamento medial (SENIAM, Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles, 2015).

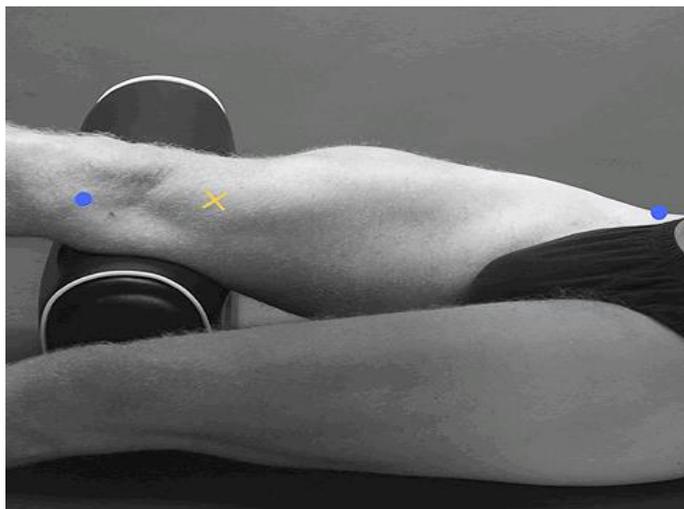


Figura 2.10 Ubicación de electrodos Cuádriceps femoral (vasto interno). (SENIAM, Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles, 2015)

2.2.6.3 Cuádriceps femoral (vasto externo)

Los electrodos deben ser colocados a 2/3 en la línea de la espina iliaca anterior superior a la cara lateral de la rótula. En la dirección de las fibras musculares (Figura 2.11) (SENIAM, Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles, 2015).

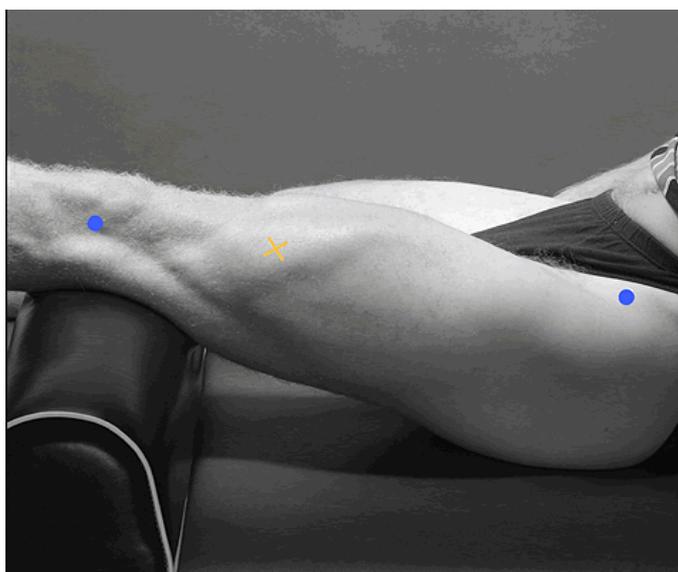


Figura 2.11 Ubicación de electrodos Cuádriceps femoral (vasto externo). (SENIAM, Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles, 2015)

2.2.7 Materiales de los electrodos.

El material del electrodo que forma la capa de contacto con la piel tiene que realizar un buen contacto con la piel del electrodo, una baja impedancia del electrodo-piel y un comportamiento "estable" en el tiempo (es decir, con respecto a la impedancia y las reacciones químicas en la interface piel). Un inventario ha demostrado que se utilizan diferentes tipos de material: Ag / AgCl, AgCl, Ag, Au, etc. de los cuales los electrodos de Ag / AgCl se utilizan más comúnmente (SENIAM, Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles, 2015).

De igual forma el acero inoxidable se encuentra en la fabricación de este tipo de sensores debido a su alta conductibilidad y eficiencia al momento de recoger este tipo de señales del cuerpo.

Los electrodos pueden ser usados para medir una amplia variedad de señales bioeléctricas y se muestran algunas de sus aplicaciones en la **Tabla 2.1**; además son uno de los sensores biomédicos más comunes en utilizados en la medicina clínica (Ricapa, 2013).

Tabla 2.1 Aplicaciones de los electrodos. (Ricapa, 2013)

Aplicación	Biopotencial	Tipo de electrodos
Monitoreo cardiaco	ECG	Ag/AgCl con esponja Ag/AgCl con hidrogel
Monitoreo cardiopulmonar en infantes	ECG – impedancia	Ag/AgCl con esponja Ag/AgCl con hidrogel Película delgada Elastómero relleno seco
Encefalografía	EEG	Copas de oro Copas de Ag/AgCl
Diagnóstico de la actividad muscular	EMG	Invasivos
Electrogramas cardiacos	Electrograma	Sonda intra cardiaca
Telemetría implantada de biopotenciales	ECG EMG	Acero inoxidable Discos de platino
Movimiento del ojo	EOG	Ag/AgCl con hidrogel

La forma más simple de electrodo consta de discos de plata (Ag) y cloruro de plata (AgCl) se observa en la **Figura 2.12** (John Wiley & Sons, 2006).

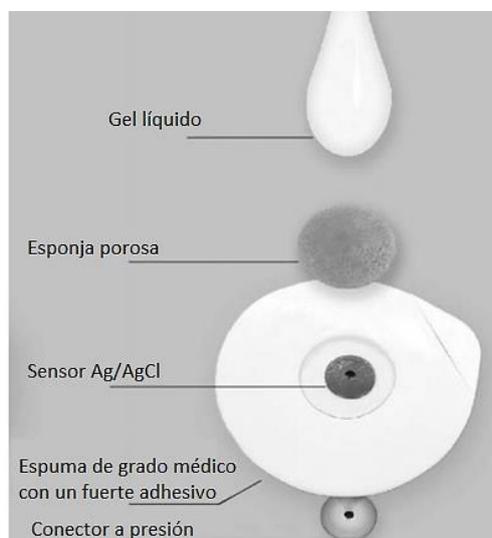


Figura 2.12 Electrodo desechable. (John Wiley & Sons, 2006)

2.3 Sistema de acondicionamiento de la señal.

Las señales mioeléctricas que emiten los músculos y adquiridas a través de los electrodos necesitan ser transmitidas a un amplificador de instrumentación, el cual permitirá amplificar dichas señales hasta niveles de voltaje apropiados para realizar el acondicionamiento de las mismas. Es por ello que la transmisión se realiza por medio de cables apropiados (F.Cadena, 2015).

2.3.1 Cables de electrodos.

Los cables para electrodos son cables transductores que se adhieren a los electrodos. Estos tienen en una de sus partes un conector Snap que es el que se sujeta y fija al electrodo, y por otra parte tienen un conector Jack macho que es el que se acopla a un conector Jack hembra conectado a la entrada de la tarjeta de acondicionamiento.

2.4 Microcontroladores PIC.

Un microcontrolador es un circuito integrado o chip que incluye en su interior las tres unidades funcionales de un computador: CPU, memoria y unidades de E/S, es decir, se trata de un computador completo en un solo circuito integrado. Aunque sus recursos son limitados en comparación con un PC normal, adicional a dicha integración, su principal característica es su alto nivel de especialización (Ferreira, 2008).

El microcontrolador es un dispositivo dedicado. En su memoria solo reside un programa destinado a controlar una aplicación determinada; sus líneas de entrada/salida soportan las conexión de sensores y dispositivos de control que permitan efectuar el proceso deseado. Una vez programado y configurado el microcontrolador, solamente sirve para controlar la tarea asignada (Ferreira, 2008).

El microcontrolador está diseñado de manera que todos los componentes se encuentren integrados en el mismo chip como se aprecia en la **Figura 2.13**.

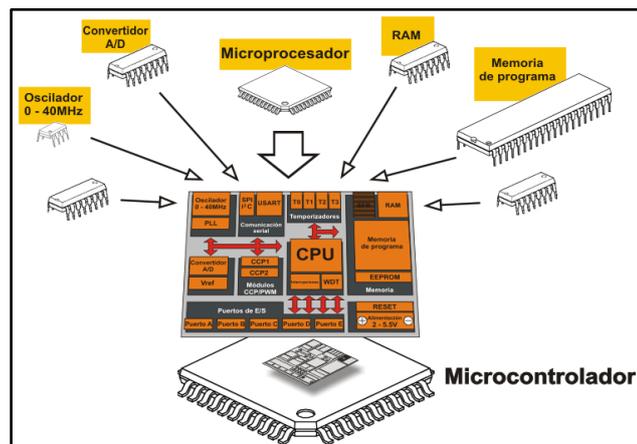


Figura 2.13 Estructura del Microcontrolador.

Fuente: <http://www.mikroe.com/>

El lenguaje que se utiliza para programar en estos microcontroladores es C, por ser un lenguaje de alto nivel que además proporciona un gran número de librerías para controlar así los diferentes dispositivos que se puedan conectar. Se integra fácilmente con otros programas, en los cuales se puede simular los circuitos y nos ayuda a observar si el programa funciona antes de armarlo en una placa o protoboard, y así comprobar si el código realizado funcionando como debe.

2.4.1 Arquitectura de los microcontroladores.

Existen dos arquitecturas de computadoras que están presentes en microcontroladores, las arquitecturas presentes en los microcontroladores son:

- a) Von Neumann
- b) Harvard

2.4.1.1 Arquitectura Von Neumann.

La arquitectura tradicional de computadores y microprocesadores está basada en la arquitectura Von Neumann (Figura 2.14), en la cual, la unidad central de procesamiento (CPU) está conectada a una memoria única donde se guardan las instrucciones del programa y los datos (Ferreira, 2008).



Figura 2.14 Arquitectura Von Neumann.

Fuente: <http://www.cpraviles.com/>

El tamaño de la unidad de datos o instrucciones está fijado por el ancho del bus que comunica la memoria con la CPU. Así, un microprocesador de 8 bits tendrá que manejar datos e instrucciones de una o más unidades de 8 bits de longitud. Si tiene que acceder a una instrucción de dato más que un byte de longitud, tendrá que realizar más de una acceso a la memoria (Ferreira, 2008).

El tener un único bus de datos permite que la estructura interna sea más sencilla de implementar, y con ello un requerimiento de menor cantidad de silicio, lo que permite que estos dispositivos sean fáciles de construir, eficientes y a costos de fabricación y comercialización relativamente bajos. Contrario a lo que ocurre con los dispositivos que poseen arquitectura Harvard. Por estas poderosas razones de estabilidad, simplicidad y bajo costo, la mayoría de fabricantes prefieren utilizar esta arquitectura en la gran mayoría de dispositivos que se fabrican (Ferreira, 2008).

2.4.1.2 Arquitectura Harvard.

Tiene la unidad de procesamiento (CPU) conectada a dos memorias unas con las instrucciones y otras con los datos por medio de dos buses diferentes (Figura 2.15) (Ferreira, 2008).

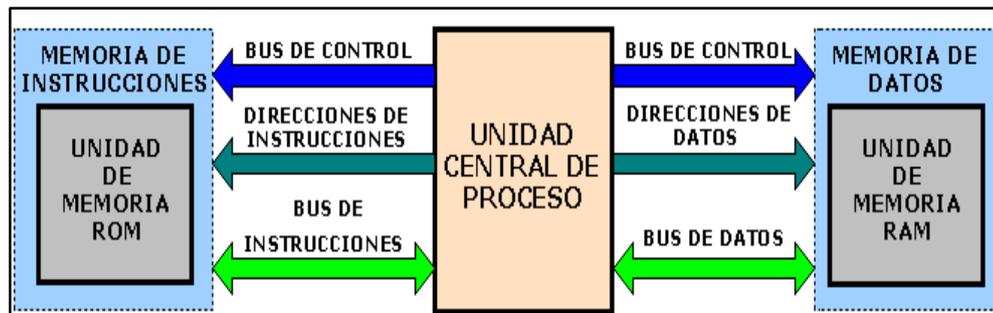


Figura 2.15 Arquitectura Harvard.

Fuente: <http://hardware-technologies.blogspot.com/>

Una de las memorias contiene solamente las instrucciones del programa (memoria de programa), y la otra sólo almacena datos (memoria de datos) (Ferreira, 2008).

Además, al ser independientes los buses, la CPU puede acceder a los datos para completar la ejecución de una instrucción y al mismo tiempo leer la siguiente instrucción a ejecutar (Ferreira, 2008).

Ventajas de esta arquitectura.

- El tamaño de las instrucciones no está relacionado con el de los datos, y por tanto puede ser optimizado para que cualquier instrucción ocupe una sola posición de memoria de programa, logrando así mayor velocidad y menor longitud de programa.
- El tiempo de acceso a las instrucciones puede superponerse con el de los datos, logrando una mayor velocidad en cada operación.

Cabe mencionar que en la actualidad existen nuevas arquitecturas: CISC y RISC las cuales se basan en la tecnología de las arquitecturas Harvard y Von Neumann respectivamente.

2.4.2 Familia de los Microcontroladores.

Para resolver aplicaciones sencillas se precisan pocos recursos; en cambio, las aplicaciones grandes requieren numerosos y potentes. Siguiendo esta filosofía, Microchip construye diversos modelos de microcontroladores orientados a cubrir, de forma, las necesidades de cada proyecto. Así, hay disponibles microcontroladores sencillos y baratos para atender las aplicaciones simples y otros complejos y más costosos para las de mucha envergadura (Ing. Gonzalo Tejera, 2003).

2.4.2.1 Gama enana.

Se trata de un grupo de PIC de reciente aparición que ha acaparado la atención de mercado (Figura 2.16). Su principal característica es su reducido tamaño, ya que los PIC12CXXX7PIC12FXXX son de 8 pines. Tienen un set de instrucciones de 12 o 14 bits, un voltaje de operación muy bajo, de 2.5 y 5.5V y consume menos de 2mA a 5V, manejo de interrupciones, una pila de varios niveles, múltiples canales A/D, memoria de programa FLASH, OTP o ROM y una memoria de datos EEPROM. Todas estas características proporcional un nivel de inteligencia no antes disponible tomando en cuenta el costo y el tamaño (COLLAGUAZO).

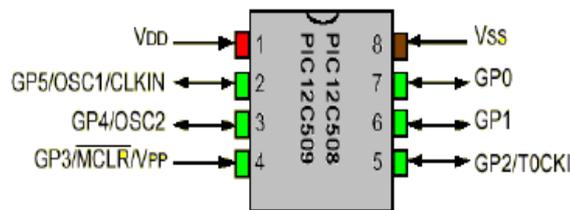


Figura 2.16 PIC de Gama enana. (COLLAGUAZO)

2.4.2.2 Gama Baja o Básica.

Se trata de una serie de PIC de recursos muy limitados, pero con una de las mejores relaciones costo/beneficio. Los PIC16C5X tienen un tamaño de instrucción de 12 bits, están disponibles en circuitos de 14, 18, 20 y 28 pines, operan con bajo voltaje, menos de 2.0V para OTP hace a esta familia ideal para aplicaciones que requieren de batería. Además, el PIC16HV5XX puede operar con más de 15V para el uso directo con una batería. Tienen un repertorio de 33 instrucciones de 12 bits. No admiten ningún tipo de interrupción y la pilas solo dispone de dos niveles (COLLAGUAZO).

2.4.2.3 Gama Media.

Es la gama más variada y completa de los PIC. Con la introducción de los PIC16FXXX Microchip proporciona un ADC (Convertidor Analógico/Digital) de 12 bits. Estos microcontroladores ofrecen un amplio rango de opciones, por ejemplo, están disponibles en circuitos de 18 a 68 patas, van del nivel bajo al más alto en cuanto a la integración de periféricos. Esta familia tiene un set de 35 instrucciones de 14 bits, manejo de interrupciones una pila de 8 niveles para el anidamiento de subrutinas. Los PIC16FXXX proporcionan la versatilidad para cubrir los requerimientos de más demanda hoy en día. Dentro de esta gama el representativo es el PIC16F628A (Figura 2.17) (COLLAGUAZO).

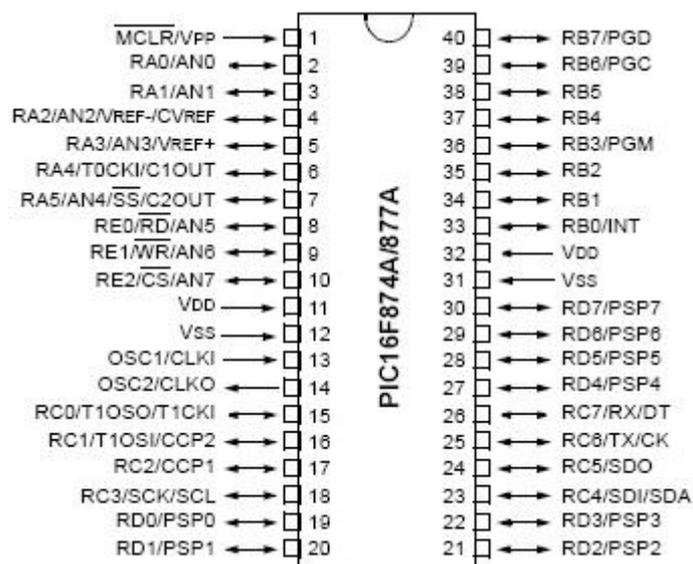


Figura 2.17 PIC de Gama media. (COLLAGUAZO)

2.4.2.4 Gama Alta.

Es la familia de alto nivel, de tecnología CMOS, tiene una MCU estática con convertidor A/D, una pila de 32 niveles, una palabra de instrucción de 16 bits, múltiples interrupciones internas y externas, un set de 77 instrucciones. Además tiene un set de largos registros que permiten algunas de las innovaciones usadas para alcanzar un alto rendimiento de 10 MIPS (Millones de Instrucciones por segundo) para una MCU. La familia PIC18FXXX tiene características especiales para reducir componentes externos, por ello reduce el costo, aumenta la fiabilidad y reduce el consumo de energía (COLLAGUAZO).

2.4.3 Microcontrolador PIC 18f2550.

El PIC 18F2550 de Microchip es un potente microcontrolador CMOS FLASH (complementary metal oxide semiconductor), semiconductor de óxido metálico complementario es el tipo de tecnología de semiconductores más utilizada en la actualidad, de 32 bits fácil de programar con puerto USB V2.0 y disponible en cápsulas DIP (dual in line package, encapsulado rectangular de circuito integrado, con dos hileras de patillas en paralelo, simétricamente distribuidas a los dos lados) y SOIC (Small Outline Integrate Circuit) circuito integrado pequeño, 28 pines.

Posee un puerto USB y un circuito de Reset, que eliminan la necesidad de componentes externos, en la **Figura 2.18** se aprecia la distribución de pines con sus respectivos nombres del PIC 18F2550.

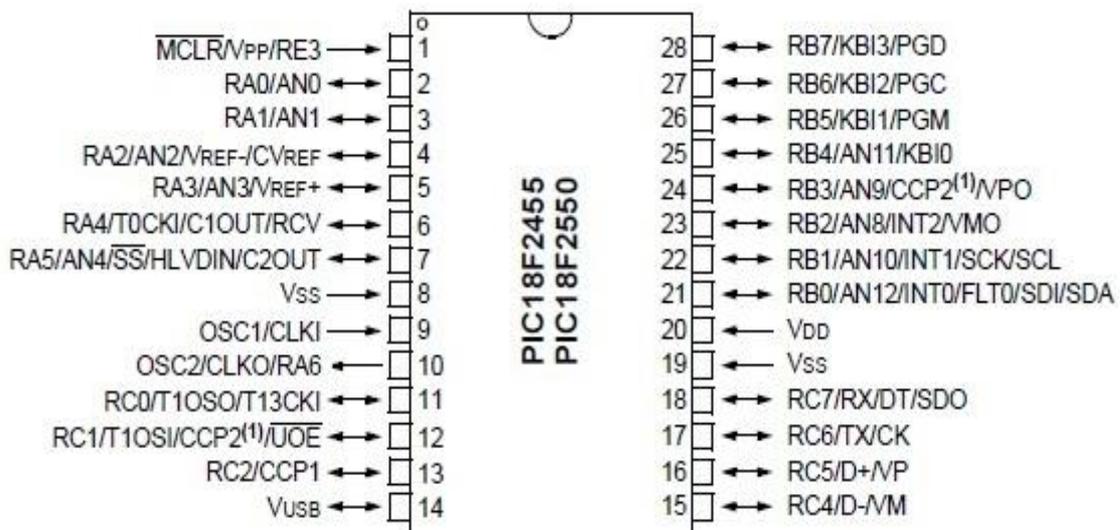


Figura 2.18 Distribución de pines PIC 18F2550. (Technology, 2006)

Entre las características más relevantes del PIC 18F2550 se enfatizan las siguientes:

- Arquitectura Harvard avanzada.
- 28 Pines
- 75 instrucciones
- Frecuencia de reloj máxima 48MHz
- Hasta 64K bytes de programa
- Pila de 32 niveles

- g) 1K byte doble puerto RAM + 1K byte GP RAM
- h) Periféricos de comunicación avanzado
- i) Múltiples fuentes de interrupción
- j) Conversor análogo/digital de 10 bits de resolución
- k) Rango de operación 2 a 5.5 V

2.4.3.1 Conversor A/D.

El microcontrolador PIC 18F2550 incorpora un módulo que permite la conversión de una señal analógica en una representación digital del valor correspondiente a la tensión del pin de entrada. Basado en comparaciones sucesivas de forma ascendente o descendente hasta encontrar un valor digital que sea igual al voltaje de entrada.

El módulo conversor de analógico/digital (A/D) tiene 10 entradas con los dispositivos de 28 pines y 13 en los de 40/44 pines. Este módulo permite la conversión de una señal de entrada analógica a un número digital de 10bits (Technology, 2006).

El módulo posee cinco registros:

- a) Registro alto del resultado A/D (ADRESH)
- b) Registro bajo del resultado A/D (ADRESL)
- c) Registro de control A/D 0 (ADCON0)
- d) Registro de control A/D 1 (ADCON1)
- e) Registro de control A/D 2 (ADCON2)

El registro ADCON0, gobierna las operaciones del módulo A/D. El registro ADCON1 configura las funciones de los puertos. El registro ADCON2 configura el reloj, programa el tiempo de adquisición y justificación.

La impedancia recomendada máxima para las fuentes analógicas es de 2,5kΩ. Después de que el canal de entrada analógico esté seleccionado (cambiado), el canal se debe muestrear por lo menos el tiempo mínimo de adquisición antes de comenzar una conversión.

Nota: Cuando comienza la conversión, el condensador se desconecta del pin de entrada.

2.4.3.2 Diagrama de bloques A/D.

Después de que el módulo A/D se haya configurado según lo deseado, el canal seleccionado debe adquirir antes de que comience la conversión (Figura 2.19). Los canales de entrada analógica deben tener sus bits TRIS correspondientes seleccionados como entrada. Después de esta adquisición el tiempo ha transcurrido, la conversión A/D puede comenzar.

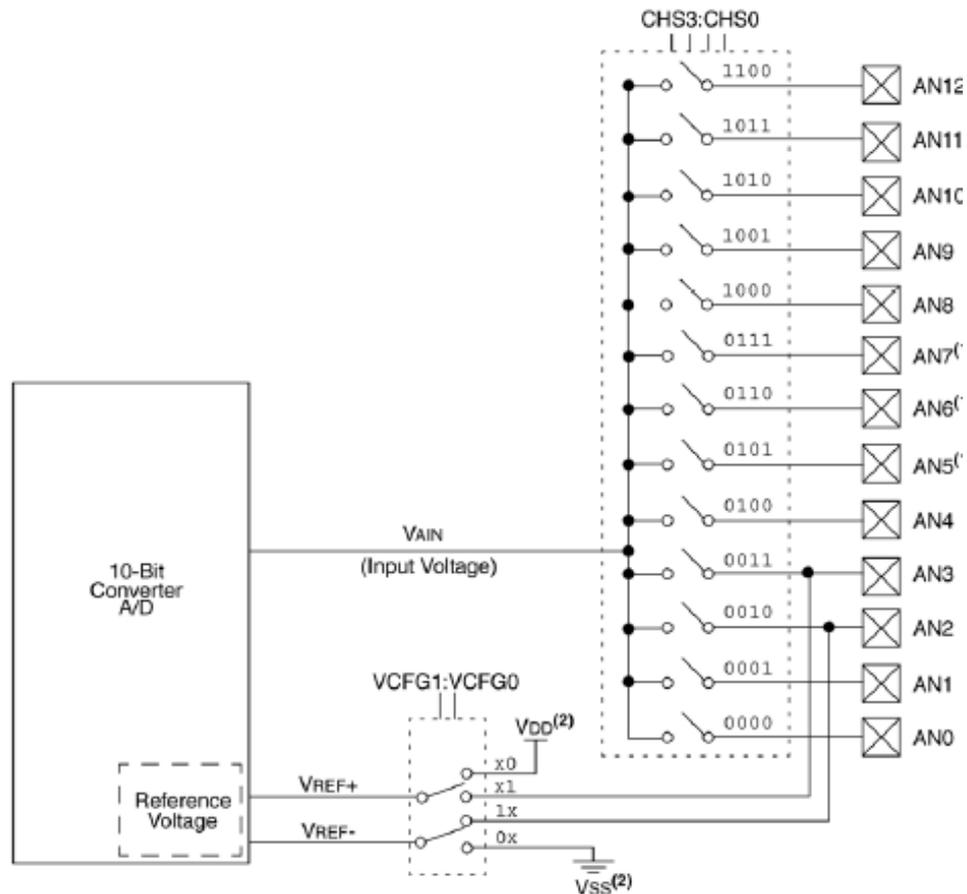


Figura 2.19 Diagrama de bloques A/D. (Technology, 2006)

2.5 Digitalización de señales.

Hasta ahora el concepto que se ha tratado de señal se refiere a la variación analógica en el tiempo de una determinada tensión o corriente, sin embargo, para que las señales puedan ser tratadas en el ámbito de la comunicación inalámbrica, estas deben ser digitalizadas.

Una señal analógica es aquella cuyas dimensiones (tiempo y amplitud) pueden tomar cualquier valor real, es decir, que entre dos medidas siempre existen valores

intermedios, por lo tanto el conjunto de valores que puede tomar una medida es continuo y, en consecuencia, infinito (Plaza, 2010).

En una señal digital, el conjunto de valores que puede tomar una medida está acotado y es discreto. Para discretizar señales analógicas y convertirlas señales digitales se usa un conversor analógico-digital (Plaza, 2010).

2.5.1 Conversor analógico digital.

El microcontrolador PIC 18F2550 incorpora un módulo que permite la conversión de una señal analógica en una representación digital. Los módulos AD que utiliza Microchip hacen un muestreo y retención con un condensador y después utiliza el módulo de conversión. El módulo de conversión A/D es del tipo de aproximaciones sucesivas.

El conversor de aproximaciones sucesivas se utiliza en aplicaciones donde se necesitan altas velocidades de conversión. Se basa en realizar comparaciones sucesivas de forma ascendente o descendente hasta encontrar un valor digital que se iguale a la tensión entregada por el conversor A/D y la tensión de entrada (García, 2008).

Durante la fase de muestreo el interruptor se cierra y el condensador se carga a tensión de entrada (el tiempo que el interruptor permanece cerrado es fundamental para la correcta carga del condensador). Una vez abierto el interruptor, el condensador mantendrá (teóricamente) la tensión de entrada mientras el módulo A/D realiza la conversión (Figura 2.20) (García, 2008).

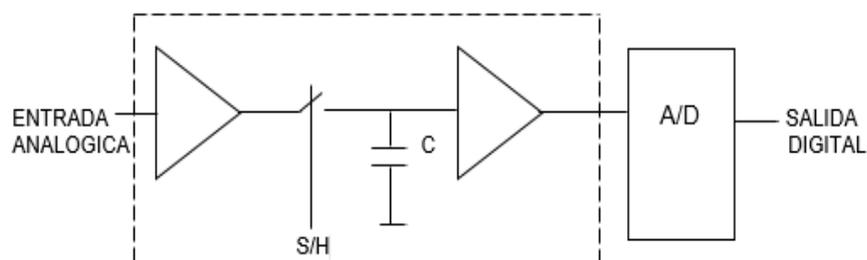


Figura 2.20 Fases de conversión analógica/digital. (García, 2008)

El módulo de conversión se caracteriza por parámetros como los siguientes:

- a) Rango de entrada.

- b) Número de bits.
- c) Tensión de fondo de escala.
- d) Tiempo de conversión.
- e) Error de conversión

El módulo que utilizan los PIC de gama media tiene un número de 10 bits, por lo que su resolución es (García, 2008).

$$\text{Resolución} = \frac{V_{IN}}{2^N - 1}$$

Ecuación 2.1 Resolución del conversor Analógico / Digital. (García, 2008)

Siendo V_{IN} la tensión de entrada y N el número de bits del convertidor. Es decir, para la tensión máxima de entrada de (5V) la resolución es de 0.0048V (4.8mV) por LSB (García, 2008).

2.5.2 Frecuencia de Muestreo.

Debido a que el tiempo en una señal analógica es una dimensión continua, para poder digitalizar una señal, hay que discretizarla, lo que se logra tomando muestras de la señal a intervalos regulares. El intervalo de tiempo que transcurre desde que se toma una muestra de la señal hasta que se toma la siguiente muestra recibe el nombre de **periodo de muestreo** (TM). Al número de muestras que se toman por unidad de tiempo se le denomina de **frecuencia de muestreo** (FM). Ambas magnitudes están relacionadas mediante la siguiente formula (Plaza, 2010):

$$F_M = \frac{1}{T_M}$$

Ecuación 2.2 Frecuencia de muestreo de una señal. (Plaza, 2010)

Si el periodo de muestreo se mide en segundos, entonces la frecuencia de muestreo esta expresada en Hertzios.

Cuanta más alta sea la frecuencia de muestreo, más información se tiene de la señal, puesto que las muestras se tomaran a intervalos de tiempo más cortos, sin embargo, eso supone una mayor cantidad de información que quizá no sea necesaria. Por ejemplo, para una señal de temperatura del cuerpo humano, la cual es prácticamente constante a 36.5° Celsius, no es necesario tener un periodo de muestreo del orden de

microsegundos puesto que, probablemente, las muestras tomadas tendrán el mismo valor, en este caso, se podrían tomar muestras cada segundo o incluso cada minuto (Plaza, 2010).

Por otro lado, si se tiene una señal que varía mucho en el tiempo, dicho de otra manera, tiene una frecuencia elevada, con una frecuencia de muestreo demasiado baja estaría perdiendo información de la señal, puesto que no se registrarían las variaciones de la señal que estuvieran ubicadas entre dos muestras consecutivas (Plaza, 2010).

Para poder ajustar la frecuencia de muestreo con la que se debe de trabajar y no perder información de las señales deseadas, existe un teorema llamado teorema de Nyquist-Shannon, el cual se explica a continuación.

2.5.3 Teorema de Muestreo.

2.5.3.1 Teorema de Nyquist-Shannon

Mediante este teorema se determinan las condiciones que son necesarias para muestrear una señal analógica sin perder información en el proceso. Es decir, establece la condición para la cual una señal analógica puede ser totalmente reconstruida a partir de un conjunto de muestras discretas de ella misma (Quesada, 2008).

Esto quiere decir que toda la información de la señal analógica se encuentra en la señal muestreada, si se respeta la condición de que la frecuencia de muestreo sea mayor a dos veces el ancho de banda de la señal muestreada, en cuyo caso esta frecuencia de muestreo es conocida como frecuencia de Nyquist. Aunque la condición anterior es suficiente debe hacerse algo flexible en la práctica, por lo que se acostumbra a tomar una frecuencia de muestreo ocho veces mayor al ancho de banda de la señal muestreada (Quesada, 2008).

Por último, si no se respeta la condición del teorema del muestreo entonces no será posible recuperar la señal analógica original a partir de la señal muestreada debido al efecto de aliasing (**Figura 2.21**), Que consiste en el traslape de los espectros repetidos y desplazados en frecuencia de la señal original, obtenidos como resultado del proceso de muestreo (Quesada, 2008).

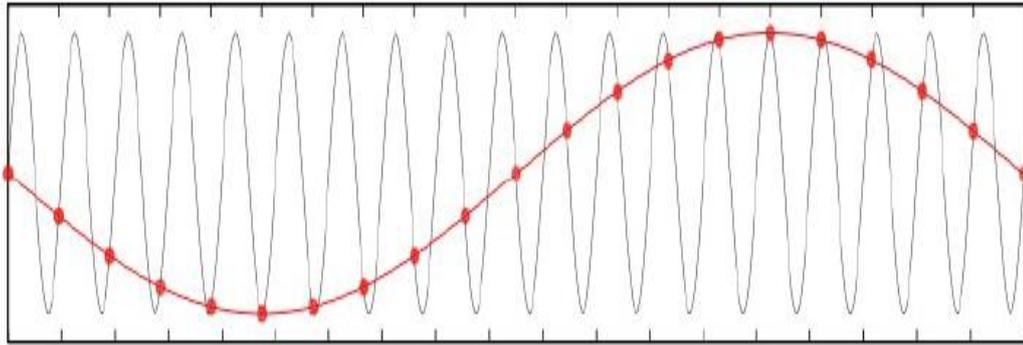


Figura 2.21 Aliasing debido a una baja frecuencia de muestreo. (Plaza, 2010)

Entonces, según el teorema de Nyquist-Shannon, la frecuencia de muestreo para cada una de las señales biológicas se puede ver reflejada en la siguiente **Tabla 2.2** (Plaza, 2010).

Tabla 2.2 Frecuencias de muestreo para determinadas señales. (Plaza, 2010)

Tipo de señal	Frecuencia Máxima (Hz)	Frecuencia de muestreo mínima (Hz)
ECG (electrocardiograma)	250	500
EMG (electromiograma)	500 ³	1000
EEG (electroencefalograma)	150	300
EKG (electrogastrograma)	1	2
EOG (electrooculograma)	50	100
ERG (electroretinograma)	50	100

2.6 Comunicación inalámbrica.

Una de las tecnologías más interesantes de la industria probablemente sea el mundo de las comunicaciones inalámbricas. Esta afirmación no se basa en el último avance de las comunicaciones, sino en el más significativo. A menudo, se escucha como la evolución de la tecnología nos liberará de los tradicionales cables que proporcionan las comunicaciones actuales. Sin embargo, las comunicaciones inalámbricas han estado durante décadas a nuestro alrededor, en una variedad de usos y técnicas. Las nuevas aplicaciones ahora se inspiran en servicios triviales, lo que ha despertado el interés internacional en las aplicaciones, anchos de banda y aspectos legales de las comunicaciones inalámbricas. Hoy en día, toda la gente habla sobre el futuro del mundo inalámbrico y de las posibilidades para comunicarnos en general (Jr., 2003).

En la transmisión por radio, la voz humana primero debe convertirse en señal eléctrica. Esta señal es análoga a la composición de cambios de presión del sonido producido por la voz humana; corresponde al periodo de las comunicaciones analógicas. El conocimiento de los principios radioeléctricos es crítico para comprender como funcionan las diversas técnicas de comunicaciones inalámbricas. En los primeros sistemas de telecomunicación (especialmente en el ámbito de la telefonía), la propagación radioeléctrica formaba parte del desarrollo de la red. A medida que surgían sistemas nuevos, las modificaciones y mejoras permitirían que las redes transportaran todo tipo de comunicación: voz, datos, telegrafía, imagen, fax y video (Jr., 2003).

2.6.1 Conceptos sobre comunicación inalámbricas.

Son aquellas comunicaciones entre dispositivos móviles o no, que intercambian información utilizando el espectro electromagnético, engloba desde una comunicación Bluetooth entre un teléfono móvil y un ordenador portátil hasta una comunicación de dos terminales de telefonía móvil GSM que utilizan el espectro electromagnético como un canal para el intercambio de información (KARINA ETELVINA TUTILLO TAIPE, 2015).

Existen multitud de dispositivos que utilizan tecnologías inalámbricas como medio de comunicación, por ejemplo los teléfonos móviles, PDAs, ordenadores portátiles, aparatos de GPS e incluso el mando a distancia del televisor o del equipo de audio (Plaza, 2010).

Se puede clasificar las tecnologías inalámbricas, en función de la banda de frecuencia del espectro electromagnético sobre la que operan, en dos tipos:

- a) Tecnologías inalámbricas basadas en medios ópticos.
- b) Tecnologías inalámbricas basadas en radiofrecuencia.

Las tecnologías inalámbricas basadas en medios ópticos, son aquellas que aprovechan las propiedades físicas de la luz. En concreto usan zonas de alta frecuencia del espectro electromagnético para modular las señales de datos que desean transmitir, habitualmente en torno a la banda visible del espectro. En este marco se engloban tecnologías tales como la infrarroja, o la tecnología láser. Aunque estas presentan como ventaja una velocidad de transmisión potencialmente alta,

también presentan el inconveniente de que entre el emisor y el receptor tiene que haber una línea de visibilidad, requisito que muchas veces no es alcanzable ni mediante el uso de espejos (Plaza, 2010).

Las tecnologías inalámbricas basadas en radiofrecuencia, por el contrario, utilizan una zona de menor frecuencia del espectro electromagnética, la banda de radiofrecuencia, para modular las señales de datos a transmitir. Son las más utilizadas hoy en día para realizar comunicaciones inalámbricas y poseen como ventaja que no tienen por qué tener visibilidad directa entre emisor y receptor. Existen multitud de tecnologías basadas en radio frecuencia, como por ejemplo (Plaza, 2010):

- a) Bluetooth.
- b) ZigBee.
- c) Wi-Fi

2.6.2 Comunicación ZIGBEE.

2.6.2.1 ¿Qué es ZigBee?

ZigBee es un estándar que define un conjunto de protocolos para el armado de redes inalámbricas de corta distancia y baja velocidad de datos. Opera en las bandas de 868 MHz, 915 MHz y 2.4 GHz y puede transferir datos hasta 250Kbps (Dignani, ANÁLISIS DEL PROTOCOLO ZIGBEE, 2011).

ZigBee es una nueva tecnología inalámbrica de corto alcance y bajo consumo originaria de la antigua alianza HomeRF y que se definió como una solución inalámbrica de baja capacidad para aplicaciones en el hogar como la seguridad y la automatización. Entre las aplicaciones que puede tener están (Javier Martín Moreno, 2007).

- a) Domótica.
- b) Automatización industrial.
- c) Reconocimiento remoto.
- d) Juguetes interactivos.
- e) Medicina.

El objetivo de esta tecnología no es obtener velocidades muy altas, ya que solo puede alcanzar una tasa de 20 a 250Kbps en un rango de 10 a 75 metros, sino que es obtener sensores cuyos transceptores tengan un muy bajo consumo energético. De hecho,

algunos dispositivos alimentados con dos pilas AA puedan aguantar 2 años sin el cambio de baterías. Por tanto, dichos dispositivos pasan la mayor parte del tiempo en un estado latente, es decir, durmiendo para consumir mucho menos (Javier Martín Moreno, 2007).

2.6.2.2 Bandas de Operación.

ZigBee opera en las bandas libres de 2.4 GHz, 858 MHz para Europa y 915Mhz para Estados Unidos. En la **Figura 2.22** se puede ver el espectro de ocupación en las bandas del protocolo 802 (incluyendo ZigBee).

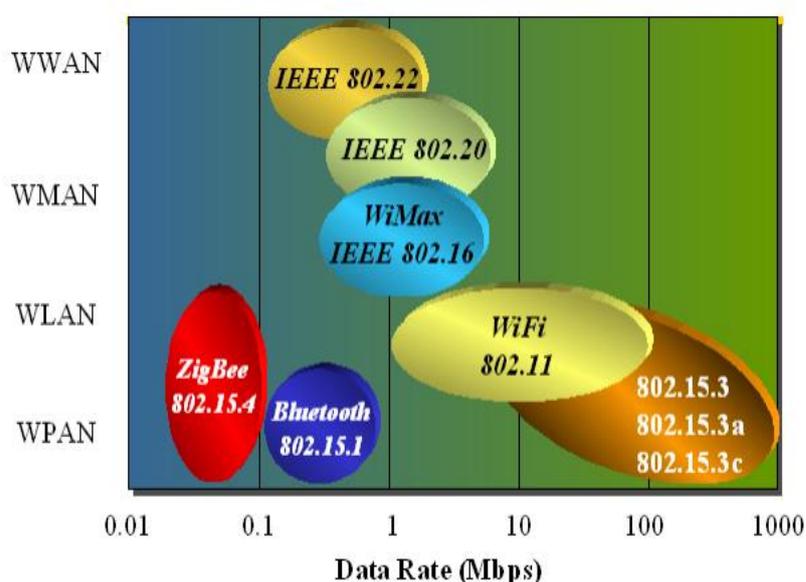


Figura 2.22 Clasificación de redes inalámbricas. (Dignani, ANÁLISIS DEL PROTOCOLO ZIGBEE, 2011)

De acuerdo a su cobertura las redes inalámbricas se clasifican en

- WPAN: Redes inalámbricas de área personal (ZigBee Bluetooth, rojo azul)
- WLAN: Redes inalámbricas de área local (ZigBee Wifi, rojo dorado)
- WMAN: Redes inalámbricas de área metropolitana (WiMax IEEE802.20, Celeste verde)
- WWAN: Redes inalámbricas de área geográfica (IEEE 802.22, Amarillo)

2.6.2.3 Nodos y Topología de Red.

En una red ZigBee puede haber hasta 254 nodos, no obstante, según la agrupación que se haga, se pueden crear hasta 255 conjuntos/clusters de nodos con lo cual se puede llegar a tener 64770 nodos para lo que existe la posibilidad de utilizar varias

topologías de red: en estrella, en malla o en grupos de árboles, como puede verse a continuación (**Figura 2.23**) (Javier Martín Moreno, 2007).

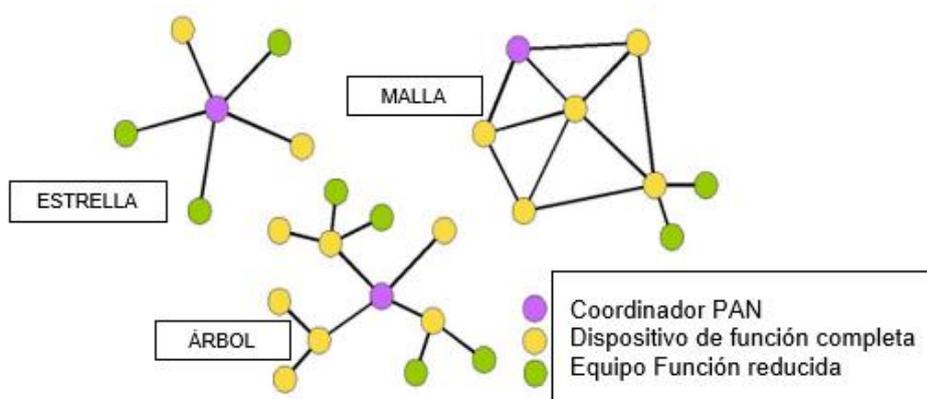


Figura 2.23 Topologías de Red. (Javier Martín Moreno, 2007)

Se permite un encaminamiento o enrutamiento de saltos múltiples, también conocido como multi-hop, que permite que estas redes abarquen una gran superficie.

2.6.2.4 Circuito XBee.

La **Figura 2.24** muestra las conexiones mínimas que necesita el módulo XBee para poder ser utilizado. Luego de esto, se debe configurar según el modo de operación que se desea para la aplicación requerida por el usuario (Oyarce, 2010).

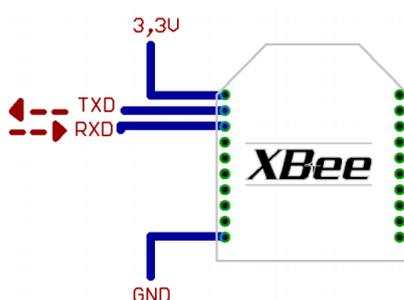


Figura 2.24 Conexiones requeridas para el XBee. (Oyarce, 2010)

El módulo funciona con una alimentación desde 2.8 a 3.4 V, la conexión a tierra y las líneas de transmisión de datos por medio del UART (TXD y RXD) para comunicarse con un microcontrolador, o directamente a un puerto serial utilizando algún convertidor adecuado para los niveles de voltaje (Oyarce, 2010).

En ZigBee hay tres tipos de dispositivos:

Coordinador.

- a) Sólo puede existir uno por red.
- b) Inicia la formación de la red.
- c) Es el coordinador de PAN.

Router.

- a) Se asocia con el coordinador de la red o con otro router ZigBee.
- b) Puede actuar como coordinador.
- c) Es el encargado del enrutamiento de saltos múltiples de los mensajes.

Dispositivo final.

- a) Elemento básico de la red.
- b) No realiza tareas de enrutamiento.

2.6.2.5 Modos de operación.**2.6.2.5.1 Modo Transparente**

En este modo todo lo que ingresa por el pin 3 (Data in), es guardado en el buffer de entrada y luego transmitido y todo lo que ingresa como paquete RF, es guardado en el buffer de salida y luego enviado por el pin 2 (Data out). Este modo está destinado principalmente a la comunicación punto a punto, donde no es necesario ningún tipo de control. También se usa para reemplazar alguna conexión serial por cable, ya que es la configuración más sencilla posible y no requiere una mayor configuración. En este modo, la información es recibida por el pin 3 del módulo XBee, y guardada en el buffer de entrada. Dependiendo de cómo se configure el comando RO, se puede transmitir la información apenas llegue un carácter (RO=0) o después de un tiempo dado sin recibir ningún carácter serial por el pin 3. En ese momento, se toma lo que se tenga en el buffer de entrada, se empaqueta, es decir, se integra a un paquete RF, y se transmite. Otra condición que puede cumplirse para la transmisión es cuando el buffer de entrada se llena, esto es, más de 100 bytes de información (Oyarce, 2010).

2.6.2.5.2 Modo de Bajo Consumo (Sleep Mode).

El modo de sueño hace posible que el módulo RF entre en un modo de bajo consumo de energía cuando no se encuentra en uso. Para poder entrar en modo de sueño, se debe cumplir una de las siguientes condiciones: Sleep_RQ (pin 9) está en alto y el

módulo está en pin sleep mode (SM= 1,2 o 5). El módulo está en reposo (no hay transmisión ni recepción de datos) por la cantidad de tiempo definido por ST (Time before Sleep). [ST sólo está activado cuando SM=4,5] (Oyarce, 2010).

2.6.3 Comunicación BLUETOOTH.

Bluetooth es la norma que define un estándar global de comunicación inalámbrica que posibilita la transmisión de voz y datos entre diferentes equipos mediante un enlace por radiofrecuencia. Los principales objetivos que pretende seguir con esta norma son (Juan Pablo Sevilla Martín, 2006).

- a) Facilitar las comunicaciones entre equipos móviles y fijos.
- b) Eliminar cables y conectores entre estos.
- c) Ofrecer la posibilidad de crear pequeñas redes inalámbricas y facilitar la sincronización de datos entre estos equipos.

2.6.3.1 Tecnología.

La especificación de BLUETOOTH define una canal de comunicación de máximo 720 Kb/s con rango óptico de 10 metros (opcionalmente 100m).

La frecuencia de radio con la que trabaja está en el rango de 2.4 a 2.8Ghz con amplio espectro y saltos de frecuencia con posibilidad de transmitir en full dúplex con un máximo de 1600 saltos/seg. Los saltos de frecuencia se dan entre un total de 79 frecuencias con intervalos de 1Mhz; esto permite dar seguridad y robustez (Juan Pablo Sevilla Martín, 2006).

El protocolo de banda de base (canales simples por línea) combina switching de circuitos y paquetes. Para asegurar que los paquetes lleguen fuera de orden, los slots pueden ser reservados por paquetes síncronos, un salto diferente de señal es usado para cada paquete (Juan Pablo Sevilla Martín, 2006).

Cada canal de voz puede soportar una tasa de transferencia de 64 kb/s en cada sentido, la cual es suficientemente adecuada para la transmisión de voz. Un canal asíncrono puede transmitir como mucho 721 kb/s en una dirección y 56 kb/s en dirección opuesta, sin embargo, para un conexión asíncrona es posible soportar 432,6 kb/s en ambas direcciones si el enlace es simétrico (Juan Pablo Sevilla Martín, 2006).

2.6.3.2 Topología de red BLUETOOTH.

La topología Bluetooth se compone en su forma más básica por lo que se denomina una Piconet y de una estructura un poco más compleja a la que se le llama Scatternet (HALSALL, 1998). La Piconet la conforman varios dispositivos (entre dos y ocho) que se encuentran en el mismo radio de cobertura y comparten un mismo canal. Cada dispositivo tiene una dirección única de 48 bits, basada en el estándar IEEE 802.11 para WLAN (Arévalo Peña, 2007).

2.6.3.3 Piconet.

Es una red de dispositivos Bluetooth, donde un nodo master coordina la red que se compone de hasta 7 nodos (2^3 direcciones posibles) esclavos activos (hasta 255 esclavos parqueados). Los nodos esclavos son encuestados (polling) por el nodo master y solo pueden transmitir únicamente cuando éste los autorice. Un nodo puede participar en varias piconets, pero él no puede ser master en dos piconets (Figura 2.25) (MSc.).

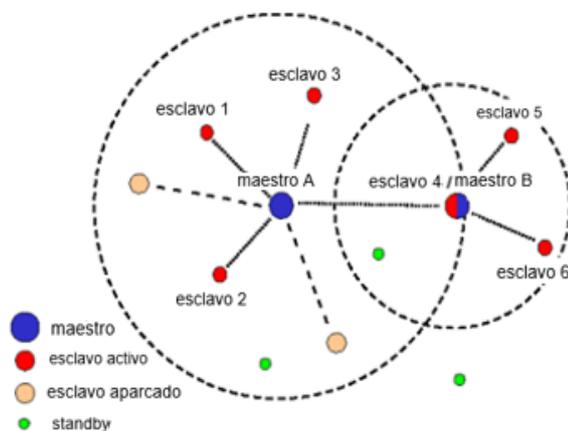


Figura 2.25 Piconet Estructura. (MSc.)

2.7 Protecciones y ruidos.

Los equipos eléctricos y electrónicos que se encuentran en el medio, pueden afectar de cierto modo al dispositivo y afectar así la calidad de la señal, por lo que se debe conocer los aparatos que afecta y de qué manera lo hacen (INTERFERENCIA ELECTROMAGNETICA EN SISTEMA ELECTRÓNICOS DE POTENCIA).

2.7.1 Interferencia electromagnética en sistemas electrónicos de potencia

Los equipos eléctricos y electrónicos generan durante su operación emisiones electromagnéticas (llamadas ruido EMI), que perturban el buen funcionamiento de otros equipos. Se puede definir la interferencia electromagnética (EMI) como una emisión de energía que degrada la calidad de una señal, y el funcionamiento de un sistema. (INTERFERENCIA ELECTROMAGNETICA EN SISTEMA ELECTRÓNICOS DE POTENCIA).

2.7.2 Compatibilidad electromagnética (EMC).

Es la habilidad de un sistema para no generar interferencias a otros equipos, y para tolerar las emisiones causadas por otros sistemas, hasta un determinado nivel en ambos casos (INTERFERENCIA ELECTROMAGNETICA EN SISTEMA ELECTRÓNICOS DE POTENCIA).

Solo se habla de interferencia cuando se provoca un mal funcionamiento en el receptor. Las tres vías para eliminar la interferencia EMI son las siguientes.

- a) Suprimir la emisión en la fuente
- b) Hacer el camino de acoplamiento efectivo
- c) Hacer el receptor menos sensibles a emisiones

Tabla 2.3 Eliminar la interferencia EMI. (INTERFERENCIA ELECTROMAGNETICA EN SISTEMA ELECTRÓNICOS DE POTENCIA)

Fuente	Camino de acoplamiento	Receptor
Modificar el ruteado	Aumentar la separación	Modificar el ruteado
Añadir filtro local	Usar blindaje EM	Añadir filtro local
Seleccionar frecuencia de operación	Reducir el número de interconexiones	Seleccionar frecuencia de operación
Dispersar frecuencias / suavizar flancos	Filtrar las señales de E/S	-----
Reducir el nivel de las señales	-----	-----

2.7.3 EMI conducida.

Si el medio de propagación que une la fuente de interferencia con el equipo víctima es un conductor eléctrico: cables de alimentación, tierra o señal, chasis metálico, impedancia común (INTERFERENCIA ELECTROMAGNETICA EN SISTEMA ELECTRÓNICOS DE POTENCIA).

2.7.4 EMI radiada.

Cuando la propagación se realiza a través del aire o vacío, mediante un acoplamiento inductivo o capacitivo (INTERFERENCIA ELECTROMAGNETICA EN SISTEMA ELECTRÓNICOS DE POTENCIA).

Emisiones EMI.

Industriales (intencionales).

- a) Emisoras de radiodifusión y TV
- b) Telefonía móvil
- c) Radares
- d) Hornos microondas
- e) Soldadura
- f) Hornos de inducción
- g) Lámparas de plasma

Naturales (no intencionadas).

- a) Cortocircuito
- b) Faltas a tierra
- c) Rayos
- d) Contactores, relés
- e) Fuentes conmutadas
- f) Variador de velocidad electrónico
- g) Colectores de motores lámparas de descarga y fluorescentes

Todos estos ruidos afectan de cierta manera al dispositivo por lo que se debe seguir las sugerencias para no tener problemas al momento de realizar la comunicación inalámbrica con la PC, para obtener una señal con un nivel muy bajo de ruido.

CAPÍTULO 3

3. METODOLOGÍA

Para este proyecto se utilizara un enfoque cuantitativo.

Cada etapa precede a la siguiente y no se puede “brincar o eludir” pasos, el orden es riguroso, aunque, desde luego, se puede redefinir alguna fase. Parte de una idea, que va acotándose y, una vez delimitada, se derivan objetivos y preguntas de investigación, se revisa la literatura y se construye un marco o una perspectiva teórica (Dr. Roberto Hernández Sampieri, METODOLOGÍA de la investigación, 2010).

3.1 Metodología Mecatrónica.

El desarrollo de la investigación se basa en la aplicación de técnicas de comunicación inalámbrica para determinar el diseño y construcción de un dispositivo capaz de captar las señales mioeléctricas que emiten los músculos del muslo y enviar esta señal de forma inalámbrica a un computador. Para ello será necesario determinar las características principales de la comunicación inalámbrica al momento de trabajar con este tipo de señales.

La investigación se inició con la búsqueda de información acerca de la tarjeta de acondicionamiento de señales EMG.

Una vez estudiada las características del funcionamiento, como se realizó la tarjeta de acondicionamiento de SMEG y en base a investigaciones se definió la etapa de comunicación inalámbrica del prototipo. Para obtener mejores resultados se determinó las características de los electrodos superficiales comerciales entre los cuales se destaca el de acero inoxidable.

La implementación previa de los diferentes circuitos se realizó en protoboard para las pruebas y ajustes de velocidad de transmisión de datos, comunicación serial con el módulo XBee.

3.2 Requerimientos del proyecto.

Para el desarrollo es necesario recopilar datos de análisis y basarse en estudios previos sobre EMG enfocados a la comunicación inalámbrica. Los datos obtenidos permitirán analizar de forma minuciosa las mejores opciones de diseño de circuitos

para la implementación del sistema de comunicación a la tarjeta de acondicionamiento de señales EMG.

Los métodos, técnicas y procedimientos adecuados sobre el tipo de comunicación inalámbrica a utilizar sin perder datos, como también el tipo de electrodos de EMG para obtener mejores resultados en tiempos prolongados, se fundamentarán en artículos y publicaciones realizadas por empresas dedicadas a la investigación sobre biomedicina y bioingeniería, considerando también las recomendaciones y sugerencias realizadas.

El acondicionamiento de la señal EMG basado en la tarjeta diseñada por Franklin Cadena Meneses fue: la pre amplificación de la señal EMG, el circuito de protección del paciente, el circuito de integración, el filtro pasa banda de la señal EMG, el filtro para eliminar interferencias de equipos AC, la amplificación final de la señal EMG filtrada, el circuito rectificador, y el circuito detector de envolvente.

El tipo de sensor puede ser mono polar, bipolar o (1 o 2 dimensiones). La forma puede ser circular, ovalada, cuadrada, rectangular, o en forma de pasador. El tamaño puede variar desde una superficie de 1mm^2 hasta un diámetro de varios *cm* y la distancia entre los electrodos de 1 *mm* a varios *cm* (SENIAM, Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles, 2015).

Los electrodos para el proyecto serán de plata cloruro de plata y los de acero inoxidable, luego realizar la comparación entre los dos y así escoger el mejor sensor para el dispositivo.

3.2.1 Selección mejor electrodo de EMG.

Para el proyecto se debe realizar un análisis el cual permita escoger el mejor sensor para obtener buenos resultados en tiempos extensos. Es necesario realizar una comparación con los dos electrodos que más sobresalen en el campo de la biomedicina, estos son; el electrodo de plata cloruro de plata (Ag / AgCl) y el de acero inoxidable.

A continuación, las características principales, y la valoración será dada en una escala de bajo y alto, siendo baja equivalente a 6 y alta a 10.

Tabla 3.1 Selección de mejor electrodo.

Características	(Ag / AgCl)	Acero inoxidable
Impedancia al contacto con la piel	Baja	Baja
Desgaste del adhesivo	Alto desgaste	No tiene adhesivo, por lo tanto no se desgasta
Desgaste del gel	Alto desgaste	No contiene gel
Costo	Bajo	Bajo
Durabilidad	Baja	Alta
Tiempo de uso	Bajo	Alto

Se puede apreciar en el cuadro anterior (Tabla 3.1) una superioridad del electrodo superficial de acero inoxidable. Esto cumple con los requerimientos del proyecto. El electrodo escogido para este proyecto es el de acero inoxidable, debido a sus escasas en el medio, se decidió construirlo siguiendo las normas de la SENIAM.

3.2.2 Sistema de comunicación.

Para seleccionar el módulo a utilizar en el proyecto se debe realizar un análisis de los recursos que ofrece este tipo de comunicación inalámbrica mencionados en el capítulo 2. Los cuales deben satisfacer las necesidades del proyecto (Tabla 3.2).

Tabla 3.2 Características de los componentes de comunicación inalámbrica.

Características	Bluetooth	XBee S1
Tasa de transmisión de datos	250 kbps. (Juan Pablo Sevilla Martín, 2006)	250 kbps. (Javier Martín Moreno, 2007)
Rango	Exterior con línea de vista 120m Interior 38m (Juan Pablo Sevilla Martín, 2006).	Exterior con línea de vista 120m Interior 40m (Javier Martín Moreno, 2007).
Aplicaciones	Domótica, proyectos	Domótica, proyectos, industria (Oyarce, 2010).
Modos de operación	Pocos	Varios modos de operación (Oyarce, 2010).
Consumo de energía	50mA	45mA

Una vez que se conocen las características de los componentes de comunicación inalámbrica se procede a realizar una evaluación de estos. La valoración será en una escala de 1 a 10, siendo 10 la puntuación más alta (Tabla 3.3).

Tabla 3.3 Evaluación de los módulos de la comunicación inalámbrica.

Características	Bluetooth	XBee S1
Tasa de transmisión de datos	8	8
Rango	8	10
Aplicaciones	8	9
Modos de operación	7	10
Consumo de energía	8	9
TOTAL	39	46

El módulo de comunicación inalámbrica XBee S1 fue el que mayor puntuación obtuvo. Además cumple con los requerimientos del prototipo para el desarrollo del trabajo, al presentar mejoras frente a Bluetooth. Culminado el análisis y la valoración se determina el módulo que se utiliza en el proyecto, XBee S1 con un puntaje 46/50.

3.2.3 Selección del Microcontrolador.

Al momento de seleccionar el microcontrolador para el proyecto se debe realizar un análisis de los recursos que ofrece cada gama de los microcontroladores PIC de Microchip (Tabla 3.4). Los cuales deben satisfacer las necesidades del proyecto.

Tabla 3.4 Características de los microcontroladores. (COLLAGUAZO)

Características	Gama enana	Gama baja	Gama media	Gama alta
Número de instrucciones	33 instrucciones	33 instrucciones	35 instrucciones	77 instrucciones
Longitud de bits	12 y 14 bits	12 bits	12 y 14 bits	16 bits
Pila	Varios niveles	Dos niveles	8 niveles	32 niveles
Convertidor A/D	Convertidor de 8 bits	Convertidor A/D de 8 bits	Convertidor A/D de 10 bits	Convertidor A/D de 10 bits
Frecuencia de reloj	4Mhz	4Mhz	Hasta 20Mhz	Hasta 48Mhz
Interrupciones	-	No	Un vector de interrupción	2 vectores de interrupción
Pines	8 pines	14,18,20 y 28 pines	14 hasta 64 pines	14 hasta 64 pines

Una vez que se conocen las características de los microcontroladores se procede a realizar la evaluación de estos. La valoración será en una escala de 1 a 10, siendo 10 la puntuación más alta (Tabla 3.5). Además en la tabla se incrementó el costo la disponibilidad y la aplicación de los mismos.

Tabla 3.5 Evaluación de los microcontroladores.

Características	Gama enana	Gama baja	Gama media	Gama alta
Número de instrucciones	7	7	9	10
Longitud de bits	6	7	8	9
Pila	7	7	8	9
Convertidor A/D	7	7	9	9
Frecuencia de reloj	7	7	8	9
Interrupciones	5	5	8	10
Pines	7	8	9	9
Costo	9	9	9	8
Disponibilidad	8	8	10	10
Aplicación	6	7	10	10
Pines	6	8	10	10
TOTAL	75	80	98	103

Los microcontroladores de gama alta de la familia PIC18FXXX fueron los que mayor puntuación tuvieron. Debido a su mayor capacidad de procesamiento, costo disponibilidad y aplicación.

Continuando con el análisis se debe definir que microcontrolador de esta familia se debe utilizar, los más utilizados son 18F4550 Y 18F2550, ambos poseen las mismas características, lo que los hace diferente el uno del otro es su tamaño y el número de entradas y salidas, el PIC 18F2550 es más pequeño que el PIC 18F4550 y cumple con los requerimientos del proyecto.

Culminado el análisis y la valoración se determina el microcontrolador que se utiliza en el proyecto. PIC 18F2550 con un puntaje de 103/110.

3.3 Diseño de los componentes del proyecto.

El diseño de los circuitos electrónicos que conforman la etapa de comunicación inalámbrica se realiza luego de conocer el funcionamiento de la tarjeta EMG sus características, los rangos de voltaje que trabaja, y entre otras; se realizó cálculos para saber la frecuencia con la que se debía muestrear la señal EMG, para no perder información de dicha señal, ya que esta varía rápido en el tiempo, se debe procurar obtener el mayor número de muestras posibles para poder reconstruirla sin problemas.

3.3.1 Diseño de la etapa de alimentación del prototipo.

En todas las aplicaciones electrónicas, existen dispositivos que nos exigen determinados niveles de voltaje para su operación normal, en este caso a más de alimentar el sistema de acondicionamiento de la señal EMG, se debe alimentar el microcontrolador para la conversión analógica/digital o discretización de la señal, y también generar la alimentación necesaria para que la comunicación inalámbrica trabaje sin problemas.

3.3.1.1 Alimentación del sistema.

Se disponen de tres circuitos fuente, para obtener salidas tanto para el voltaje de alimentación del PIC, la tarjeta de acondicionamiento y la comunicación inalámbrica. Se ha utilizado un integrado LM7805 para mantener el voltaje positivo de 5v con el que trabaja el PIC, también se ocupa el integrado LM7905 para mantener el voltaje de -5v para la tarjeta de acondicionado. Cuyas características esenciales a cuidar son; el nivel máximo y mínimo de voltaje de entrada, la corriente y la disipación de potencia, además de mantener estable el voltaje para la alimentación de circuito. A continuación se resumen sus principales características (Tabla 3.6):

Tabla 3.6 Características de los reguladores de voltaje. (Incorporated, hoja de datos técnicos LM7805, 2004)

Características	LM7805	LM7905
Voltaje de salida	+5VDC	-5VDC
Voltaje de entrada	7-25VCC	-7-(-20)VCC
Corriente máxima de salida	1.5A	1.5A
Tipo de encapsulado	TO-220	TO-220

En la **Figura 3.1** muestra el circuito para conservar los 5v que llegan al microcontrolador, donde se siguieron las instrucciones de la hoja de datos técnica para disminuir el ruido, estabilizar la señal a la salida del mismo y obtener una salida constante al final.

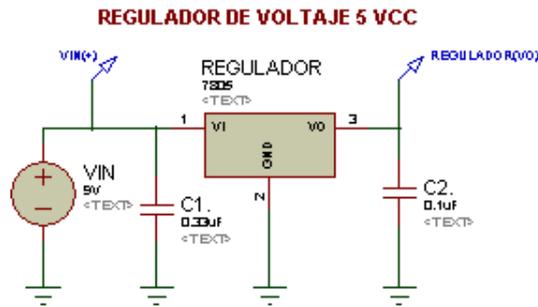


Figura 3.1 Regulador de voltaje 5 volt.

La **Figura 3.2** muestra el circuito con el regulador LM7905 para mantener el voltaje de -5v, donde de la misma manera se siguieron las instrucciones de la hoja de datos para disminuir el ruido, estabilizar la señal a la salida del mismo y obtener una salida constante al final.

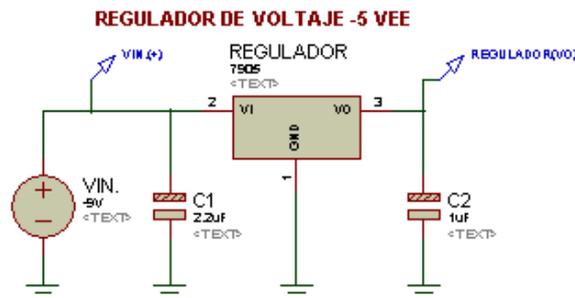


Figura 3.2 Regulador de voltaje -5 volt.

Para la alimentación del módulo XBee se utilizará el Xbee regulated (**Figura 3.3**) (Solo es necesario alimentarlo con 5v), o el integrado LM1117 (**Figura 3.4**), El cual trabaja a 5V y entrega un voltaje de 3.3v.

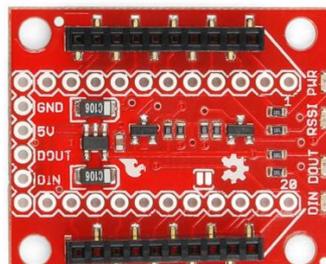


Figura 3.3 Xbee regulated.

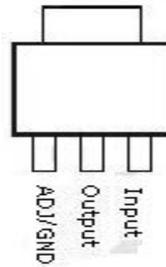


Figura 3.4 Integrado LM117. (Incorporated, Hoja de datos técnico LM1117-N/LM1117I, 2015)

La siguiente **Tabla 3.7** muestra las características principales del regulador de voltaje LM117 necesario para mantener los 3.3v que trabaja el módulo XBee.

Tabla 3.7 Características LM117. (Incorporated, Hoja de datos técnico LM1117-N/LM1117I, 2015)

Características	LM117
Voltaje de salida	+3.3V
Voltaje de entrada	5V
Corriente máxima de salida	800mA

El diseño de la etapa de alimentación para todo el prototipo (**Figura 3.5**). La etapa de alimentación trabaja con baterías de 9v 300mA NI-MH recargables, las cuales abastecen a todo el sistema.

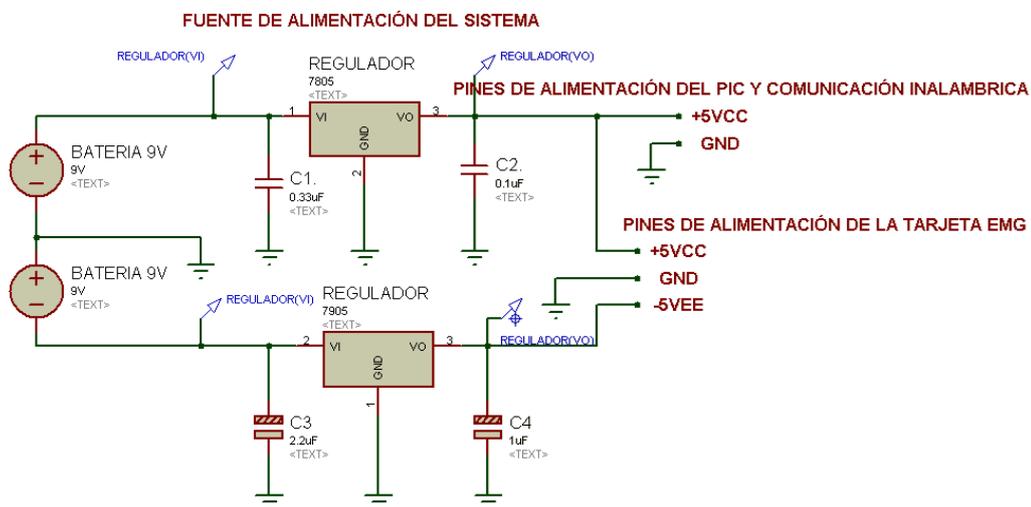


Figura 3.5 Diseño final de la etapa de alimentación de prototipo.

3.3.2 Diseño de la etapa de digitalización.

Antes de procesar la señal dentro de LabVIEW es necesario digitalizar dicha señal utilizando un convertidor analógico digital (ADC), para el diseño de las etapas de digitalización y comunicación con la PC, se pretende usar un microcontrolador que sea capaz de realizar ambas tareas, de manera que se pueda simplificar el diseño del

prototipo, como se vio en anteriormente se seleccionó el PIC 18F2550 el cual cumple con los parámetros de ADC y envío de datos.

3.3.2.1 Conversión analógica / digital.

Una vez que se identifica el canal correspondiente a ser digitalizado, empieza la conversión para luego ser enviados por el puerto serial. En la **Figura 3.6** muestra el diagrama de flujo del programa del microcontrolador.

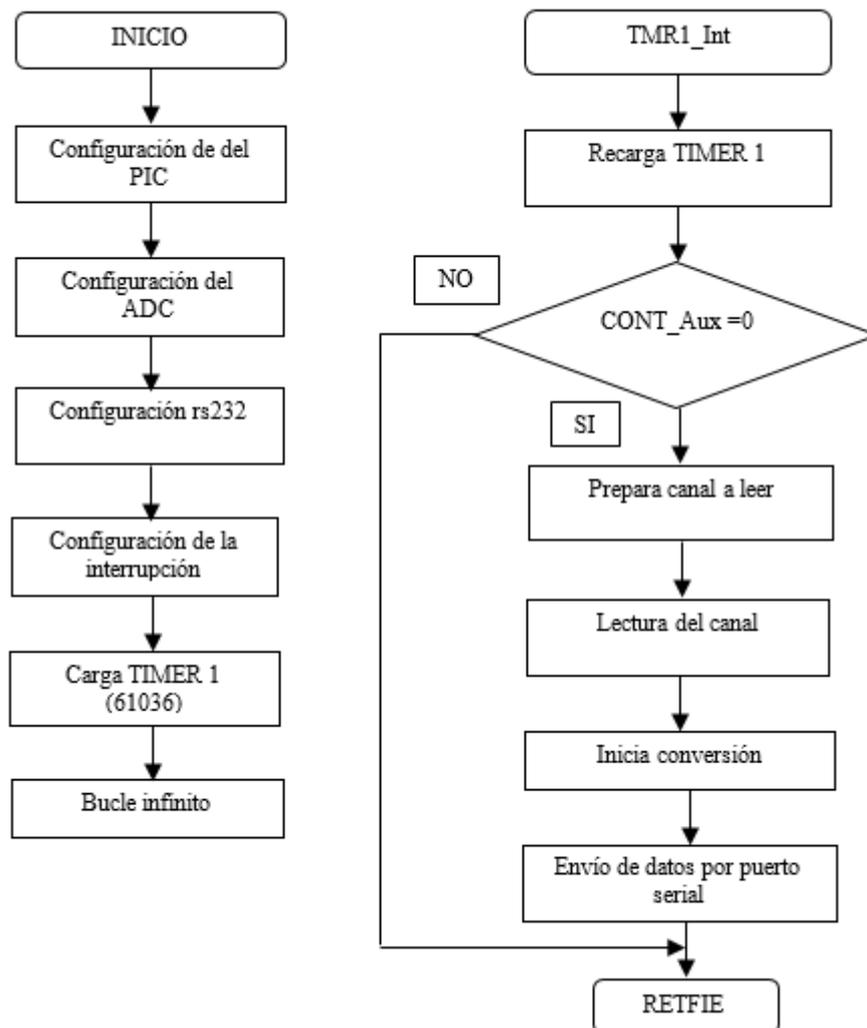


Figura 3.6 Diagrama de flujo.

3.3.2.2 Seleccionar el reloj del conversor ADC.

El tiempo A/D de conversión por bit se define como T_{AD} . La conversión A/D requiere $11 T_{AD}$ para la conversión de 10 bits. La fuente de reloj A/D de la conversión es seleccionable por software. Hay siete opciones posibles para el T_{AD} (Technology, 2006):

- T_{OSC}
- $8 T_{OSC}$
- $16 T_{OSC}$
- $32 T_{OSC}$
- $64 T_{OSC}$

Para las conversiones A/D correctas, el reloj de conversión A/D (T_{AD}) debe ser tan corto como sea posible pero mayor que un mínimo T_{AD} . El módulo de conversión se caracteriza por los siguientes parámetros.

- a) Rango de entrada
- b) Numero de bits
- c) Resolución
- d) Tiempo de conversión

3.3.2.3 Rango de entrada.

El rango de entrada en este circuito es de 0-5v

3.3.2.4 Numero de bits.

El módulo conversor de analógico / digital (A/D) tiene 10 entradas con los dispositivos de 28 pines y 13 en los de 40/44 pines. Este módulo permite la conversión de una señal de entrada analógica a un número digital de 10bits (Technology, 2006).

3.3.2.5 Resolución del PIC.

La resolución se define por la ecuación 3.1:

$$resolución = \frac{V_{IN}}{2^N - 1}$$

Ecuación 3.1 Resolución PIC. (García, 2008)

Siendo V_{IN} la tensión de entrada y N el número de bits del convertidor.

$$resolución = \frac{5V}{2^{10} - 1} = 0.0048V (4.8mV)$$

Ecuación 3.2 Resolución del PIC 18F2550. (García, 2008)

Es decir para la tensión máxima de entrada (5v) la resolución es de 0.0048V por LSB.

3.3.2.6 Tiempo de adquisición (T_{ACQ}).

Tiempo necesario para que se cargué el condensador de retención (C_{HOLD}) con la tensión de entrada (Technology, 2006).

T_{ACQ} . Este cálculo se basa con los siguientes datos de aplicación para el PIC 18f2550:

$$C_{HOLD} = 25pF$$

$$R_S = 2.5K\Omega$$

$$\text{Error de la conversión} \leq \frac{1}{2} LSB$$

Ecuación 3.3 Error de conversión. (Technology, 2006)

$$V_{DD} = 5V$$

$$R_{SS} = 2K\Omega$$

Temperatura = 85°C (máximo del sistema)

Tiempo de adquisición:

$$T_{ACQ} = \text{Tiempo_Colocación_Amplificador} + \text{Tiempo_Carga_CHOLD} \\ + \text{Coeficiente_Temperatura}$$

Ecuación 3.4 Tiempo de adquisición. (Technology, 2006)

$$T_{ACQ} = T_{AMP} + T_C + T_{COFF}$$

Ecuación 3.5 Tiempo mínimo requerido en la adquisición. (Technology, 2006)

$$T_{AMP} = 2\mu s$$

Ecuación 3.6 Tiempo de establecimiento. (Technology, 2006)

$$T_{COFF} = (Temp - 25^\circ C) \left(\frac{0.02\mu s}{^\circ C} \right) = (85^\circ C - 25^\circ C) \left(\frac{0.02\mu s}{^\circ C} \right) = 1.2\mu s$$

Ecuación 3.7 Coeficiente de temperatura. (Technology, 2006)

El coeficiente de temperatura sólo se necesita para temperaturas > 25°C. Por debajo de 25°C, $T_{COFF} = 0ms$

$$T_C = -(C_{HOLD})(R_{IC} + R_{SS} + R_S) \ln \left(\frac{1}{2048} \right) \mu s = 1.05\mu s$$

Ecuación 3.8 Tiempo de cargar del condensador. (Technology, 2006)

$$T_{ACQ} = 0.2\mu s + 1.05\mu s + 1.2\mu s = 2.45\mu s$$

El tiempo de adquisición del PIC es $2.45\mu s$. Para realizar sus funciones, el convertidor A/D necesita un oscilador o reloj mediante el cual se fijará su frecuencia de muestreo; en el caso del A/D del PIC18F2550 existe la posibilidad de elegir usar un oscilador interno el cual trabaja de 31kHz a 8MHz o un oscilador externo de 4MHz a 20MHz.

Para saber cuál es el error que se genera al momento de realizar la conversión analógica/digital se aplica una regla de tres simple $100\% \rightarrow 5V$, como $x\% \rightarrow 0.00488$, de lo mencionado se deduce el error = $X = 0.00976\%$.

3.3.2.7 Muestreo de la señal.

Un buen procesamiento permite reconstruir la señal analógica, recuperar la información importante y desechar parte del ruido (Forgach, 2010).

El teorema de Nyquist pone un mínimo a la frecuencia de muestreo pero no un máximo. Se puede concluir que mientras más grande sea la frecuencia de muestreo, la nuestra se parecerá más a la señal original. Por lo tanto parece que lo mejor es adquirir una señal con la mayor frecuencia de muestreo posible y con el mayor número de datos. Es necesario en este punto hacer notar lo siguiente. Al pasar al espacio de las frecuencias, la frecuencia más grande que aparece es justamente la frecuencia de muestreo (Forgach, 2010).

Si el periodo de muestreo se mide en segundos, entonces la frecuencia de muestreo esta expresada en Hertzios. En la gráfica se observa que; para muestrear la señal EMG en tiempos constantes, T_M debe ser mayor a RS , para lograr esto se puede utilizar un TIMER (Figura 3.7).

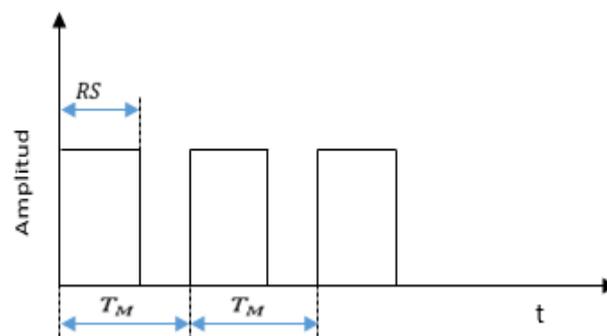


Figura 3.7 Grafica del tiempo T_M mayor a RS .

$$T_M > RS$$

T_M = Tiempo de muestreo

RS = Tiempo de lectura + tiempo de conversión + tiempo de envío + latencia

Como la señal de reloj que se quiere generar será de un cristal de cuarzo de 20MHz, se debe seleccionar un tiempo de oscilación de 16 (16osc).

Parámetro	Símbolo	Características	Min	Max	Unidades	Condiciones
130	T_{AD}	A/D Periodo reloj PIC18FXXX	0.7	25.0	μs	T_{OSC} Vref > 3.00v
--	T_{AD}	PIC18LFXXX	1.4	25.0	μs	$V_{DD} = 2.0V$
--	T_{AD}	PIC18FXXX	TBD	1	μs	A/D modo RC
--	T_{AD}	PIC18LFXXX	TBD	3	μs	$V_{DD} = 2.0V$ A/D modo RC
131	T_{CNV}	Tiempo de conversión	11	12	μs μs	--
132	T_{ACQ}	Tiempo de adquisición	1.4 TBD	--	T_{AD}	--
135	T_{SWC}	Tiempo de conmutación	---	--	--	-40°C a +80°C 0°C < a < +85°C
137	T_{DIS}	Tiempo de descarga	0.2	--		--

Tabla 3.8 Selección de fuentes de reloj. (Technology, 2006)

La conversión A/D requiere 11 T_{AD} para la conversión de 10 bits.

$$T_{AD} = 0.7 \mu s$$

El tiempo de muestreo está definido por:

$$T_{muestreo} = T_{adquisición} + T_{conversión} + \#de\ ciclo\ de\ instrucciones$$

Ecuación 3.9 Tiempo de muestreo.

Si $T_{AD} = 0.7 \mu s$

$$T_{muestreo} = 11T_{AD}$$

El tiempo de adquisición se seleccionó de la hoja de datos técnica del microcontrolador.

$$T_{adquisición} = 2.45 \mu s = T_{ACQ}$$

Donde el tiempo de conversión se calcula:

$$Tiempo_{conversión} = 0.7 \mu s * 11T_{AD}$$

Ecuación 3.10 Tiempo de conversión del PIC. (Technology, 2006)

$$Tiempo_{conversión} = 7.7 \mu s$$

El oscilador para el proyecto es de 20Mhz y se selecciona un reloj de conversión del ADC de $16 T_{osc}$. Necesario para que realice una correcta conversión y garantizar un tiempo de conversión mínimo $0.7\mu s$ que se sugiere en la hoja de datos técnica del PIC.

Al momento de realizar la programación se debe trabajar con velocidades altas que nos proporcione el PIC para obtener un tiempo mínimo entre adquisición y envío de datos, y así garantizar una frecuencia de muestreo aceptable que permita recuperar toda la información.

Para asegurar un tiempo de muestreo adecuado y así poder recuperar la información sin perder datos, se realizó con el TIMER1 para que los datos lleguen adecuadamente.

Antes de conocer con qué valor se debería cargar el TIMER1 lo primero es saber cuánto se tarda el PIC en realizar la lectura, conversión y posterior envío de datos. Para esto se colocó un diodo LED que se enciende al iniciar el proceso y que se apaga cuando el proceso está terminado (**Figura 3.8**).

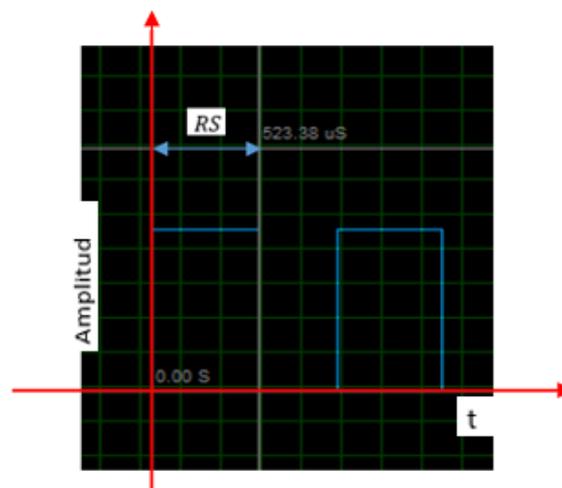


Figura 3.8 Tiempo de adquisición y envío de datos.

La **Figura 3.8** muestra que el tiempo que se demora en adquirir realizar la conversión y enviar los datos es de $523.38\mu s$. Con la información de la **Figura 3.8** procedemos a calcular el valor a cargar en el TIMER1 para obtener un tiempo de $900\mu s$ que es mayor que RS.

La ecuación para saber con qué valor cargar el TIMER1 es la siguiente.

$$T = T_{CM} * Prescaler * (65536 - Carga TMR1)$$

Ecuación 3.11 Tiempo de desbordamiento del TIMER 1. (García, 2008)

$$T_{CM} = \frac{4}{F_{OSC}}$$

Ecuación 3.12 Ciclo máquina. (García, 2008)

$$T = \frac{4}{F_{OSC}} * Prescaler * (65536 - Carga TMR1)$$

Ecuación 3.13 Tiempo de desbordamiento TIMER 1 con ciclo máquina. (García, 2008)

Se escoge un Prescaler de 1, $F_{OSC} = 20\text{Mhz}$ y $T = 900\mu\text{s}$.

$$0.0009 = \frac{4}{20000000} * 1 * (65536 - Carga TMR1)$$

$$Carga TMR1 = 61036$$

En la **Figura 3.9** se observa el $T_M = \text{Tiempo de muestreo} = 900\mu\text{s}$ que se lo realizó en un programa para simular un osciloscopio.

$$T_M > RS$$

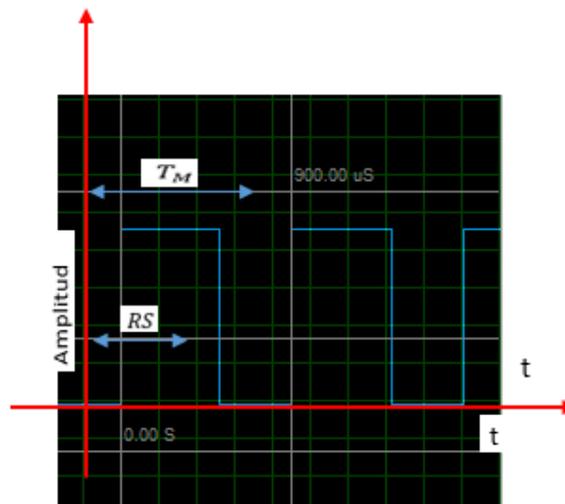


Figura 3.9 Visualización tiempo de muestreo TM 900 μs .

La frecuencia de muestreo de nuestra señal se aplica:

$$F_M = \frac{1}{T_M} = \frac{1}{900\mu\text{s}} = 1.1\text{Khz}$$

Ecuación 3.14 Frecuencia de Muestreo del sistema.

Visualización del TIMER1 en el osciloscopio (**Figura 3.10**), grafica del osciloscopio para comprobar que el PIC envíe los datos en el tiempo calculado. $T_M = 900\mu\text{s}$. Y la frecuencia esperada 1.101Khz. Cada cuadrícula representa 1ms (milisegundo).

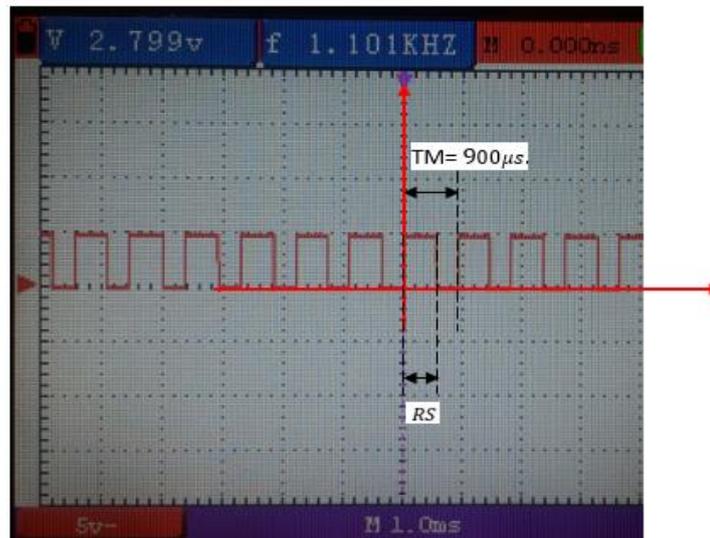


Figura 3.10 Visualizaciones en osciloscopio portátil (pequeño).

La Figura 3.11 se obtuvo del osciloscopio de los laboratorios de Mecatrónica, Cada cuadrícula representa $500\mu\text{s}$.

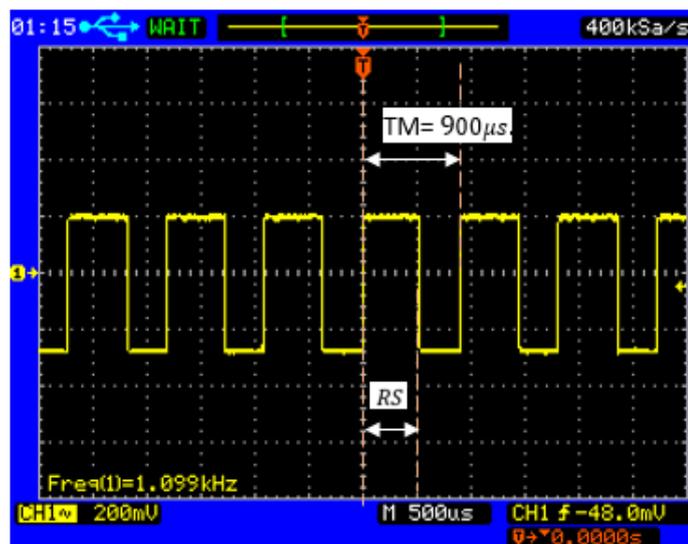


Figura 3.11 Visualizaciones en osciloscopio del laboratorio de Mecatrónica.

Como la frecuencia mínima a la que debería de muestrear la señal de EMG para evitar el efecto de “aliasing” es de 1kHz, y nuestra frecuencia de muestreo obtenida de 1.11 kHz, entonces se puede muestrear la señal de EMG.

3.3.2.8 Envío de datos mediante protocolo RS232.

El puerto serial de las computadoras es conocido como puerto RS-232, la ventaja de este puerto es que todas las computadoras traen al menos un puerto serial, este permite las comunicaciones entre otros dispositivos tales como otra computadora, el mouse, impresora y para este caso con los microcontroladores. Una comunicación serial se puede realizar de dos formas ya sea esta síncrona o asíncrona dependiendo la aplicación del sistema.

Una comunicación asíncrona es aquella en que el transmisor y el receptor no necesitan coordinarse para transmitir los datos. Y una comunicación síncrona es aquella en que el emisor y transmisor deben coordinarse para transmitir los datos.

Tabla 3.9 Diferencia entre comunicación Síncrona y Asíncrona. (QUE ES COMUNICACIÓN SERIAL SINCRONA Y ASINCRONA., 2015)

Síncrona	Asíncrona
Existe coordinación entre RX y TX	No hay coordinación entre RX y TX
Reloj común	Relojes diferentes
En estas transmisiones los bits que constituyen el código de un carácter se emiten con la ayuda de impulsos suplementarios que permiten mantener el sincronismo entre los dos extremos	Se producirá un error de lectura antes o después
	No existen dos relojes iguales

También se puede destacar los tipos de conexión en la comunicación serial.

- a) Simplex: Transmisión en un solo sentido
- b) Half duplex: Transmisión en ambos sentidos pero no simultáneamente
- c) Full duplex: transmisión en ambos sentidos simultáneamente

En este proyecto se usó la comunicación síncrona (Simplex) tanto el emisor como el receptor están coordinados a la misma velocidad (19200 baudios) para que no existan errores de comunicación, además la transmisión de datos solo será en un solo sentido.

3.3.3 Diseño de la etapa de comunicación inalámbrica.

La etapa de comunicación se implementará los módulos XBee S1, está se encuentra conformada por un coordinador que se ubica sobre la tarjeta USB EXPLORER conectado al computador y un dispositivo final el cual se encarga de enviar los datos de forma inalámbrica al coordinador para así poder procesarlos en la computadora.

El coordinador es el responsable de definir el canal de funcionamiento y PAN ID. Cuando el nodo se une a una red o se asocia a un coordinador, recibe una dirección de red de 16-bits. Si no existe coordinador, la red no puede ser formada (ANAGUANO, 2010).

Como se sabe el protocolo ZIGBEE puede estar conformada por un coordinador, routers, y dispositivos finales. En este caso solo conformarán la red un coordinador y un dispositivo final, debido a que la red no busca conectarse a varios nodos que es lo que realizan los routers aparte de su labor de enrutamiento.

La tarjeta USB-XPLORER (Figura 3.12) es la encargada de establecer la comunicación entre la PC y el módulo (dispositivo final), en esta tarjeta ira colocada el módulo coordinador que será el encargado de recibir todas las transmisiones de los módulos que conforman la red.



Figura 3.12 XBee Explorer.

Fuente: <http://xbee.cl/>



Figura 3.13 Módulo XBee.

Fuente: <http://xbee.cl/>

El módulo ZIGBEE (Figura 3.13) al configurarlo como dispositivo final es el encargado de transmitir la señal EMG hacia la PC a través del coordinador, donde se pueda observar el comportamiento de esta.

3.3.3.1 Configuración de los módulos XBee S1.

Para establecer la configuración del coordinador se deben seguir los siguientes pasos.

- a) Instalar (XCT-U software)
- b) Se ubica módulo XBee en la tarjeta USB-EXPLORER
- c) Utilizando el software XCT-U se selecciona el modo de coordinador
- d) Se configura la PAN ID al coordinador (el parámetro PAN ID determina el tipo de asociación, cada dispositivo en una PAN tiene un identificador llamado ID (ATID), el cual debe ser el mismo para todos los módulos de la misma PAN)
- e) Se deja los parámetros de comunicación por defecto baud rate, parity, bit stop.
- f) Se debe revisar el Serial Number del coordinador, que nos servirá para la configuración de los dispositivos finales.

El coordinador escogerá aleatoriamente la MY que es la dirección corta de 16 bits con la que se tendrá comunicación los dispositivos finales que tengan agregado el coordinador en su configuración.

Antes de configurar los dos módulos XBee se debe realizar un cuadro donde se especifican los parámetros de comunicación de los módulos, para esto se debe conocer el número de serie de cada módulo, puesto que el número es único no se repite.

Dispositivo final



Figura 3.14 Serie End Device.

Coordinador



Figura 3.15 Serie Coordinador.

En la siguiente **Tabla 3.10** se presenta la configuración de los dispositivos y los parámetros establecidos en cada uno de ellos.

Tabla 3.10 Parámetros de los módulos XBee.

Parámetros	Coordinador	Dispositivo final
DH	13A200	13A200
DL	40E86D9B	40E86D62
MY	AAAA	AAAA
SH (viene por defecto)	13A200	13A200
SL(viene por defecto)	40E86D62	40E86D9B
CE	Coordinador	End Device
PAN ID	3332	3332

Los parámetros SH y SL vienen en los dispositivos XBee S1 por defecto, esta parte de la configuración no se la debe alterar. Debido a que cada módulo XBee S1 tiene una dirección de hardware única no hay dos módulos que tengan la misma dirección, quiere decir cuando se armen redes con estos módulos cada uno va a tener una dirección única.

3.3.4 Desarrollo de la interfaz de visualización de las señales.

Para la etapa de visualización de datos, el software que se utiliza es LabVIEW versión 2014. En el entorno se podrá visualizar de forma clara las señales EMG producidas durante la contracción o relajación muscular, emitidas por los músculos de estudio.

El programa permite trabajar de una forma simple y sencilla. El usuario podrá visualizar los datos en tiempo real y tendrá la opción de grabar los datos cada vez que se crea conveniente y así observar el comportamiento de los músculos realizados en un determinado tiempo.

Además el programa cuenta con un segundo panel, el cual se puede visualizar la señal previamente grabada y valorar así el comportamiento del músculo durante sesiones anteriores.

A continuación se muestra del diagrama de flujo del programa que fue realizado en LabVIEW, cabe resaltar que el programa se puede detener en cualquier instante de tiempo si el usuario así lo desea.

3.3.4.1 Diagrama de flujo del programa.

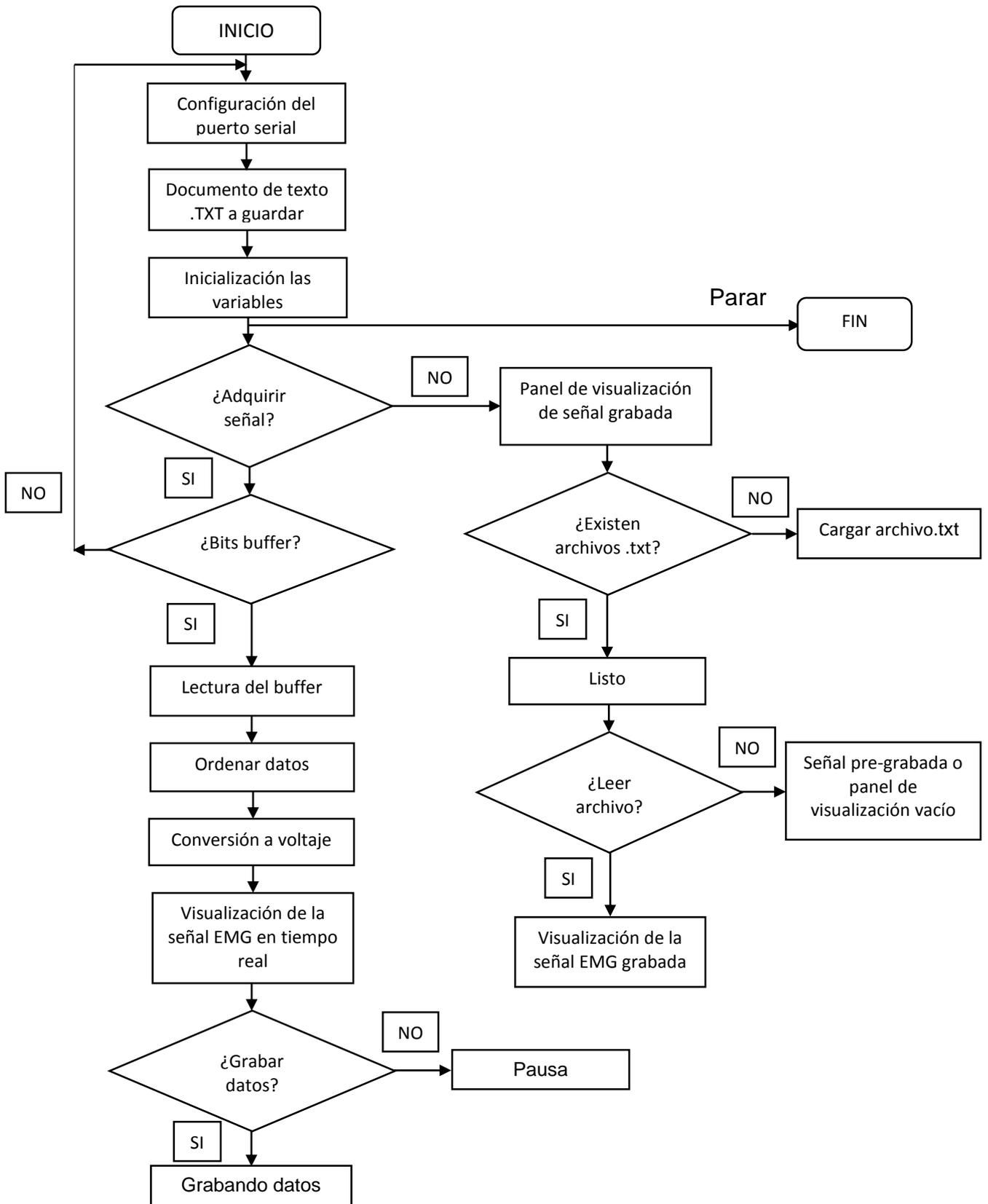


Figura 3.16 Diagrama de flujo del programa realizado en LabVIEW.

3.3.4.2 Código Interfaz gráfica de usuario.

Lectura de datos de la señal.

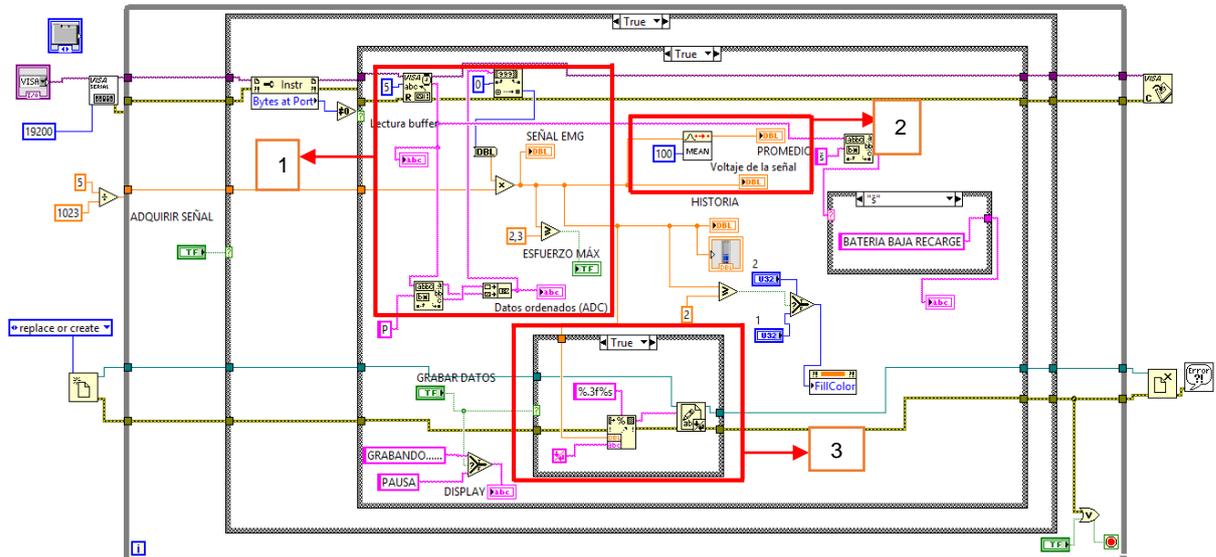


Figura 3.17 Código LabVIEW (adquirir datos).

1.- Esta parte del programa realiza la adquisición de los bits de entrada que recibe el módulo XBee en la computadora, también existe un arreglo el cual ordena los datos para no cometer errores al momento de realizar la conversión al voltaje, se quita el primer elemento a la cadena de caracteres de entrada debido a que recibe una cadena de esta forma P1023. Y se necesita quitar la letra que se encuentra de la posición 0 para poder trabajar sólo con números.

2.- En esta sección del programa se realiza una media de la señal con la herramienta MEAN de LabVIEW, esta permite realizar un promedio de la señal de acuerdo a las muestras que se necesite, para este caso se puso un promedio de 100 muestras y así poder observar mejor el voltaje de los músculo.

3.- Al momento de almacenar los datos existe un botón el cual permite grabar o detener la grabación en cualquier instante de tiempo, la instrucción Case Structure contiene un algoritmo que realiza esta acción, cabe resaltar que los datos son almacenados en formato .TXT debido a que con este formato el programa se ejecuta sin problema y en tiempo real ya que con otros como Excel el programa se hacía demasiado lento y no ejecutaba con normalidad.

3.3.4.3 Código de visualización de datos grabados.

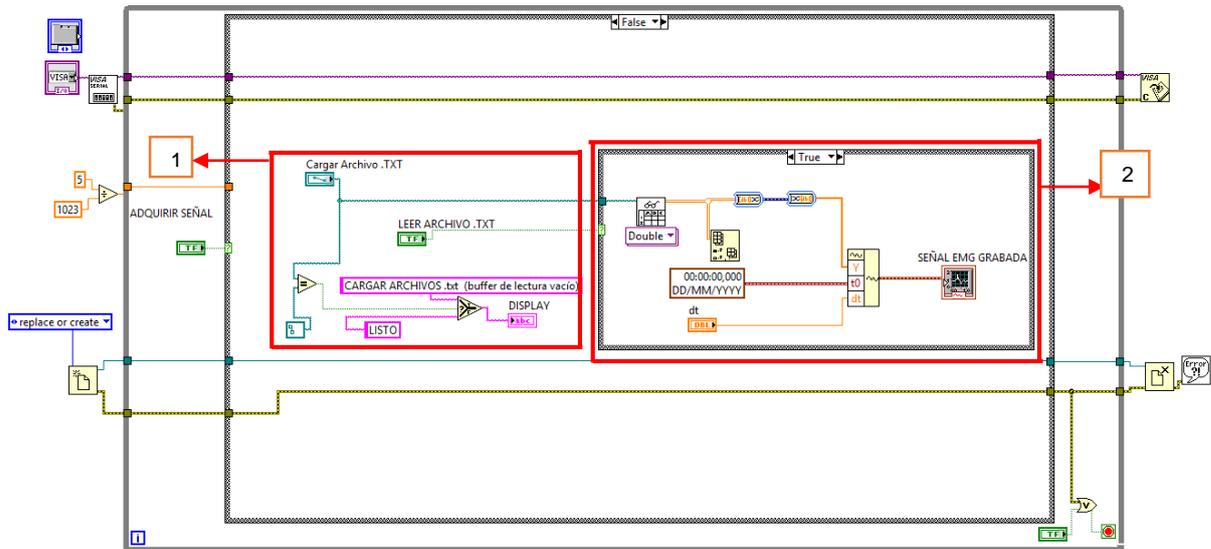


Figura 3.18 Código LabVIEW (Visualizar datos).

- 1.- Esta parte del programa permite cargar el archivo que ha sido grabado, en formato .TXT para su correcto funcionamiento.
- 2.- El Case Structure de esta sección realiza la acción de lectura y visualización gráfica de datos del registro seleccionado.

3.3.5 Diseño del circuito

Para el diseño de la placa electrónica donde se encuentran ubicados los componentes superficiales y normales, se usó el software Eagle Light Edition el cual se puede utilizar de forma gratuita, el software contiene las librerías necesarias para realizar el circuito de la placa con elementos de montaje superficial, además de permitir realizar circuitos de doble capa de una manera más profesional, teniendo así una mejor presentación al momento de realizar la impresión en la placa de cobre.

Primero se diseñan los circuitos en Eagle. Luego se genera el board del circuito para en seguida realizar el ruteado de las conexiones entre los componentes.

Para el proyecto se diseñó una placa de dos caras con el objetivo que el circuito sea más pequeño y fácil de montar en la banda. En el anexo 8 y 9 se encuentran las capas de la placa, las líneas de color amarillo en las figuras muestran las conexiones que no se pudieron realizar, por lo que se debe realizar puentes para estas líneas al momento de construir la tarjeta.

3.4 Simulación y prototipo.

La comprobación del funcionamiento y el comportamiento de los diferentes circuitos que conforman todo el prototipo se realizaron a través de simulaciones en software y pruebas experimentales realizadas en los laboratorios de Mecatrónica con el músculo vasto externo. Músculo en reposo, se aprecia la señal con un registro de actividad leve, además se puede apreciar el promedio de la señal en voltios (Figura 3.19, b). La primera gráfica (señal EMG) es la señal en tiempo real, y la segunda gráfica (Historia) muestra la señal que ha sido detectada en un determinado tiempo.

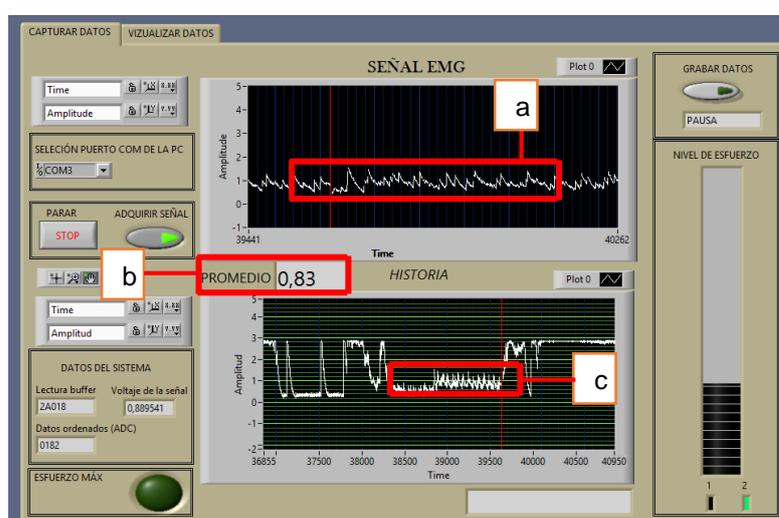


Figura 3.19 Prueba 1 señal del músculo (vasto externo).

Contracciones leves (Figura 3.20, a, c), esta señal se genera realizando una contracción suave no esforzando mucho al músculo, además se aprecia el promedio de dicha señal (Figura 3.20, b).

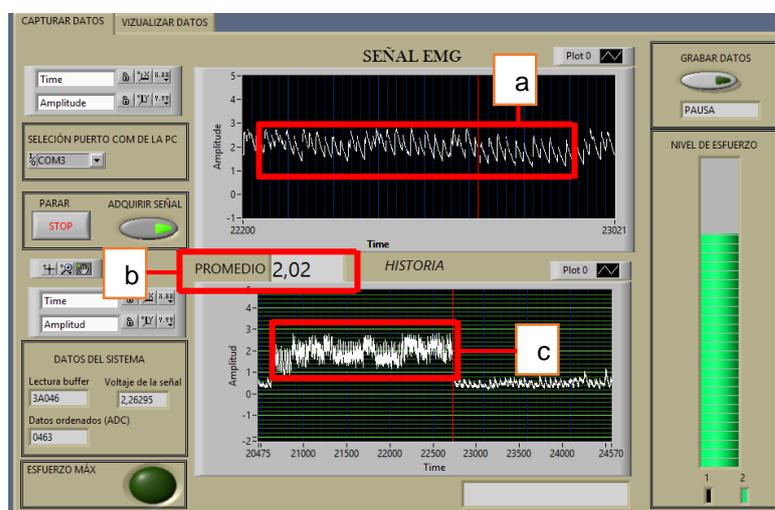


Figura 3.20 Prueba 2 señal del músculo (vasto externo) contracciones leves.

Asimismo se puede observar que el promedio de esta señal (Figura 3.21, b) es menor que la anterior por lo que se puede decir que al momento de realizar este tipo de contracciones se puede observar variaciones en cuanto al nivel de voltaje.

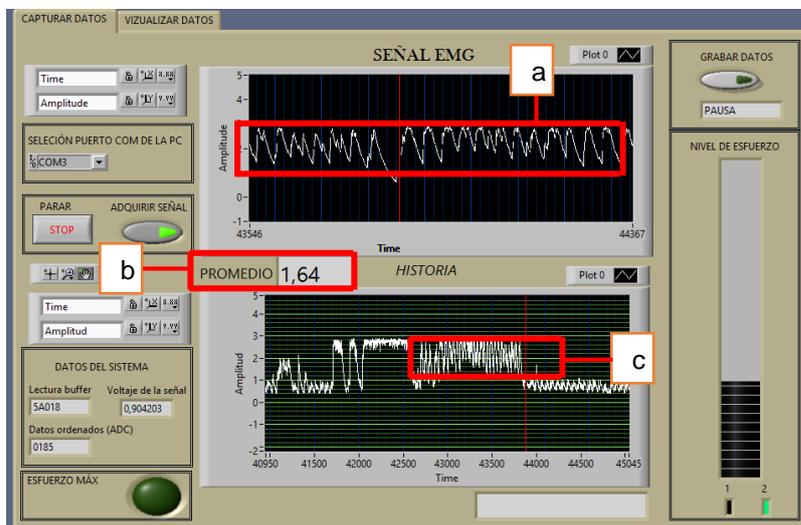


Figura 3.21 Prueba 3 señal del músculo (vasto externo) contracciones leves.

Contracción fuerte (Figura 3.22, a), esta contracción se debe de realizar de pie y contraer el músculo al máximo para así obtener la máxima amplitud de la señal (Figura 3.22, c). El promedio de esta es 2.71 (Figura 3.22, b).

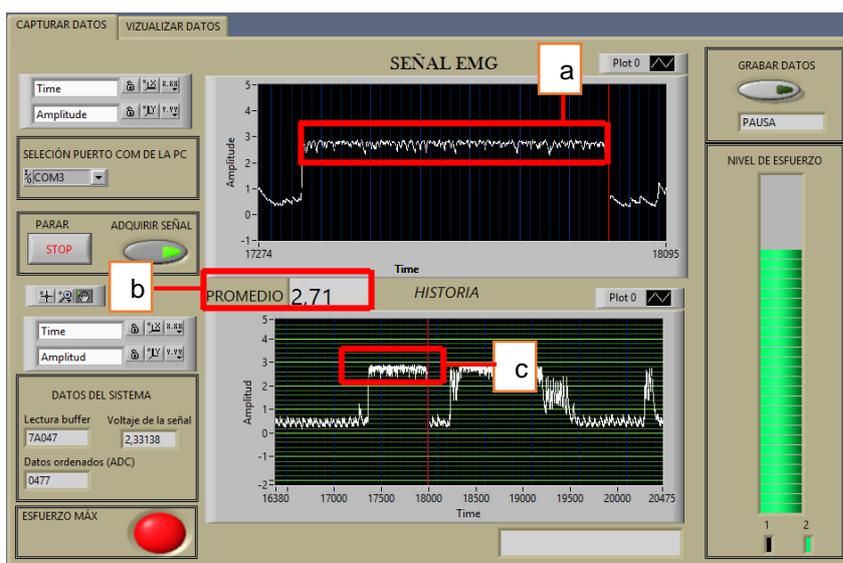


Figura 3.22 Prueba 4 señal del músculo (vasto externo) contracción fuerte.

Visualización de datos grabados. El panel permite observar las señales que han sido grabadas anteriormente. Por lo demás se tiene la opción de cargar el archivo (Figura 3.23, a) de la señal para poder visualizarla.

En la gráfica se puede observar que la señal se altera de acuerdo a las contracciones que ha realizado la persona (Figura 3.23, b), aquí se observa lo rangos de amplitud que han ido variando en el tiempo.

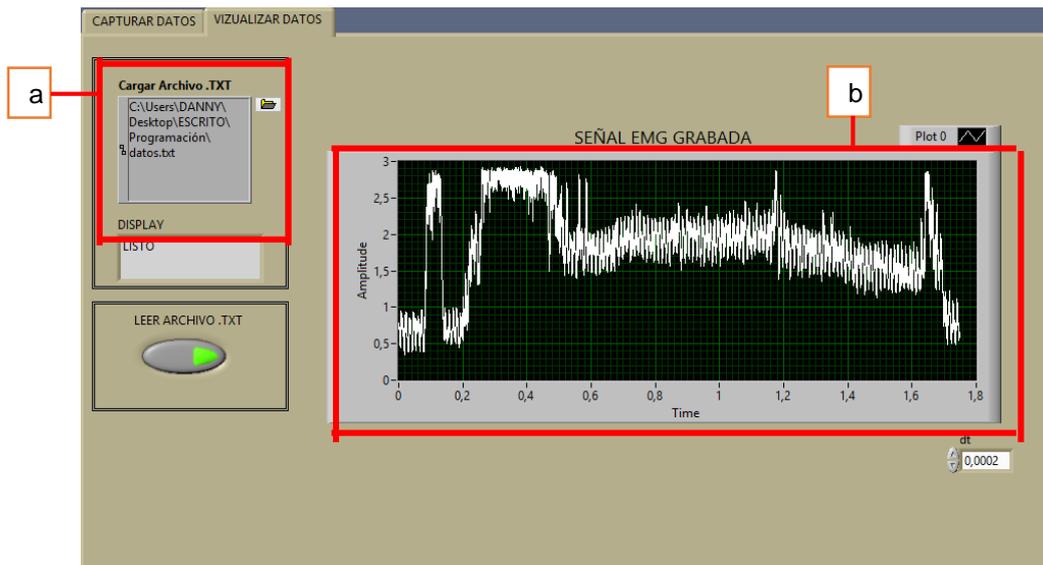


Figura 3.23 Visualización de datos en el segundo panel del programa.

Prototipo banda de muslo, consta de la parte de acondicionamiento y envío inalámbrico de la señal (Figura 3.24, b), la etapa de alimentación de prototipo (Figura 3.24, a) y el cable de los electrodos (Figura 3.24, c), todo esto en una banda que tiene un ajuste personalizado y concentrado (Figura 3.24, d) cuando se realizan la adquisición de este tipo de señales.

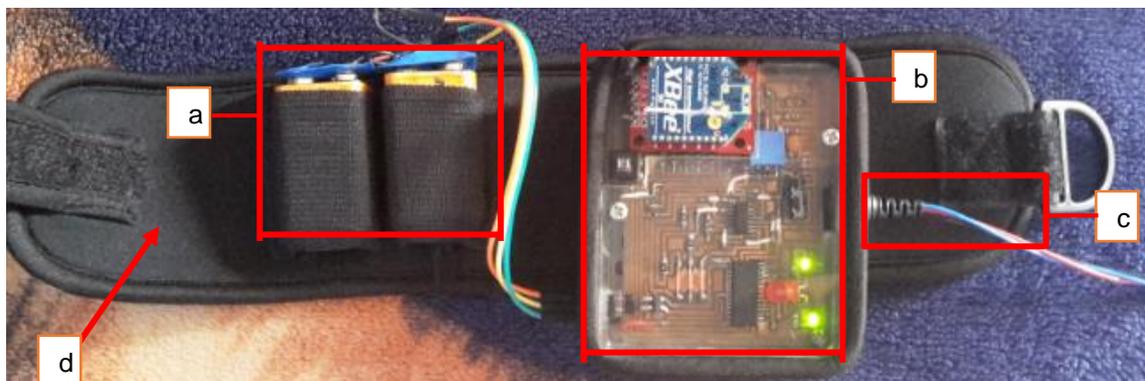


Figura 3.24 Prototipo banda de muslo.

CAPÍTULO 4

4. DESARROLLO Y CONSTRUCCIÓN

Para el sistema de acondicionamiento de la señal se utiliza las siguientes etapas.

- a) Etapa de pre amplificación.
- b) Filtro pasa bandas de 20[Hz] a 500[Hz] de cuarto orden Butterworth.
- c) Filtro Notch de 60[Hz] con ancho de banda de 2[Hz].
- d) Etapa de amplificación final.
- e) Rectificador de onda completa de precisión.
- f) Detector de envolvente.

Etapa de pre amplificación.

La ganancia de la etapa de pre amplificación está dividida en dos, la ganancia del amplificador de instrumentación y la ganancia del amplificador operacional en configuración no inversora. Adicionalmente se añadió un circuito de retroalimentación conocido como “circuito de pierna derecha”. Este circuito de retroalimentación, además de evitar las corrientes de desbalance y compensar problemas de ruido de modo común en la entrada diferencial del amplificador de instrumentación, protege al paciente de posibles daños (F.Cadena, 2015).

A continuación se presentan los cálculos que fueron realizados en el proyecto anterior en la tarjeta de acondicionamiento de señales EMG realizada por Franklin Cadena Meneses.

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

Ecuación 4.1 Ganancia del AD620 (Ver Anexo 10)

Donde:

G es la ganancia del amplificador de instrumentación [adimensional].

R_G es la resistencia que determina el valor de la ganancia [Ω].

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

$$R_G = \frac{49.4k\Omega}{124-1}$$

$$R_G = 401.6[\Omega]$$

Para determinar con mayor precisión el valor de R_G , se implementó una resistencia variable de 5[k Ω].

Los valores de R y C se obtuvieron de la siguiente manera:

$$f = \frac{1}{T}$$

Ecuación 4.2 Frecuencia. (Sedra & Smith, 2002)

Donde:

f es la frecuencia más alta esperada [Hz].

T es el período [s].

Entonces:

$$T = \frac{1}{f}$$

$$T = \frac{1}{500}$$

$$T = 0.002[s]$$

La constante de tiempo en lazo cerrado del circuito de desacoplo de la entrada es:

$$\tau = R \times C$$

Ecuación 4.3 Constante de tiempo del integrador. (Sedra & Smith, 2002)

Donde:

τ es la constante de tiempo $[s]$.

R es la resistencia que determina la constante de tiempo del integrador $[k\Omega]$.

C es el condensador que determina la constante de tiempo del integrador $[\mu F]$.

Para que funcione correctamente el integrador, τ debe ser mucho mayor que el ancho de pulso de la entrada, al menos 10 veces más (Sedra & Smith, 2002).

$$\tau > 10T$$

$$\tau > (10 \times 0.002)$$

$$\tau > 0.02[s]$$

Entonces:

$$0.02 = R \times C$$

Asumiendo el valor de $R = 220[k\Omega]$:

$$C = \frac{0.02}{220}$$

$$C = 0.091[\mu F]$$

Valor comercial más próximo: $C \approx 0.1[\mu F]$

Finalmente en la etapa de pre amplificación.

$$G = 1 + \frac{R_f}{R}$$

Ecuación 4.4 Ganancia del amplificador en configuración no inversora. (Sedra & Smith, 2002)

Ganancia del amplificador en configuración no inversora Donde:

G es la ganancia del amplificador en configuración no inversora [adimensional].

R es la resistencia a definir $[k\Omega]$.

R_f es la resistencia de referencia a calcular [$k\Omega$].

Entonces:

Definiendo una ganancia aproximada de $G=11$ y una resistencia $R=10[k\Omega]$ se tiene:

$$R_f = R(G - 1)$$

$$R_f = 10(11 - 1)$$

$$R_f = 100[k\Omega]$$

El diagrama final de la etapa de pre amplificación se muestra en la **Figura 4.1**.

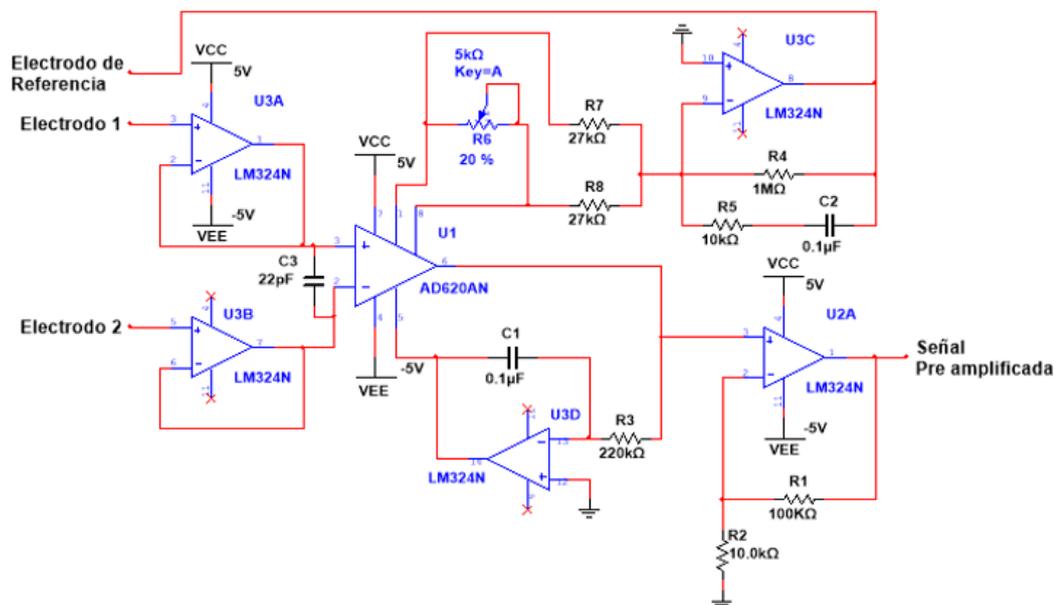


Figura 4.1 Etapa de pre amplificación. (F.Cadena, 2015)

Filtro pasa bandas de 20[Hz] a 500[Hz] de cuarto orden butterworth. En esta etapa la señal es filtrada entre las frecuencias de corte determinadas por cada filtro, eliminando o atenuando las frecuencias mayores y menores a dichas frecuencias de corte (F.Cadena, 2015).

$$G(s) = \frac{R_1 R_2 C^2 \omega_c^2 s^2}{R_1 R_2 C^2 \omega_c^2 s^2 + 2R_2 C \omega_c s + 1}$$

Ecuación 4.5 Función de transferencia normalizada del filtro pasa altas. (F.Cadena, 2015)

$$A_i(s) = \frac{A_\infty}{\left(1 + \frac{a_i}{s} + \frac{b_i}{s^2}\right)}$$

Ecuación 4.6 Función de transferencia general de un filtro pasa altas. (Mancini, 2002)

$$G(s) = \frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2 \omega_c^2 s^2 + \omega_c C_1 (R_1 + R_2) s + 1}$$

Ecuación 4.7 Función de transferencia general de un filtro pasa bajas. (F.Cadena, 2015)

$$A_i(s) = \frac{A_0}{(1 + a_i s + b_i s^2)}$$

Ecuación 4.8 Función de transferencia general de un filtro pasa bajas. (Mancini, 2002)

Realizando la comparación entre los coeficientes de la ecuación 4.5 y la ecuación 4.6 se tiene:

$$G(s) = \frac{1}{1 + \frac{2}{R_1 C \omega_c s} + \frac{1}{R_1 R_2 C^2 \omega_c^2 s^2}}$$

$$A_\infty = 1$$

$$a_i = \frac{2}{R_1 C \omega_c}$$

$$b_i = \frac{1}{R_1 R_2 C^2 \omega_c^2}$$

Definiendo el valor de C, los valores de las resistencias R_1 y R_2 se calculan de la siguiente forma:

$$R_1 = \frac{1}{\pi f_c C a_i}$$

$$R_2 = \frac{a_i}{4\pi f_c C b_i}$$

Donde:

R_1 y R_2 son las resistencias a calcular [$k\Omega$].

C es el condensador seleccionado [μF].

f_c es la frecuencia de corte del filtro [Hz].

a_i y b_i son los coeficientes del filtro [adimensionales].

Primer filtro pasa altas de segundo orden.

Definiendo el valor del condensador $C = 0.1[\mu F]$ y la frecuencia de corte $f_c = 20[Hz]$, se tiene:

$$R_1 = \frac{1}{\pi f_c C a_1}$$

$$R_1 = \frac{1}{\pi(20)(0.1)(1.8478)}$$

$$R_1 = 86.1[k\Omega]$$

$$R_2 = \frac{a_1}{4\pi f_c C b_1}$$

$$R_2 = \frac{1.8478}{4\pi(20)(0.1)(1)}$$

$$R_2 = 73.6[k\Omega]$$

Segundo filtro pasa altas de segundo orden.

Definiendo el valor del condensador $C = 0.22[\mu F]$ y la frecuencia de corte $f_c = 20[Hz]$, se tiene:

$$R_3 = \frac{1}{\pi f_c C a_2}$$

$$R_3 = \frac{1}{\pi(20)(0.22)(0.7654)}$$

$$R_3 = 94.5[k\Omega]$$

$$R_4 = \frac{a_2}{4\pi f_c C b_2}$$

$$R_4 = \frac{0.7654}{4\pi(20)(0.22)(1)}$$

$$R_4 = 13.8[k\Omega]$$

Cálculos para el filtro pasa bajas de cuarto orden:

Realizando la comparación entre los coeficientes de la ecuación 4.7 y la ecuación 4.8 se tiene:

$$A_0 = 1$$

$$a_i = \omega_c C_1 (R_1 + R_2)$$

$$b_i = R_1 R_2 C_1 C_2 \omega_c^2$$

Según Mancini (2002), con el fin de obtener valores reales bajo la raíz cuadrada, C_2 debe satisfacer la siguiente condición:

$$C_2 \geq C_1 \frac{4b_i}{a_i^2}$$

Definiendo el valor de C_1 y cumpliendo la condición de C_2 , los valores de las resistencias R_1 y R_2 se calculan de la siguiente forma (Mancini, 2002):

$$R_{1,2} = \frac{a_i C_2 \mp \sqrt{a_i^2 C_2^2 - 4b_i C_1 C_2}}{4\pi f_c C_1 C_2}$$

Donde:

R_1 y R_2 son las resistencias a calcular [$k\Omega$].

C_1 y C_2 son los condensadores seleccionados [nF].

f_c es la frecuencia de corte del filtro [Hz].

a_i y b_i son los coeficientes del filtro [adimensionales].

Primer filtro pasa bajas de segundo orden.

Definiendo el valor del condensador $C_1 = 3.9[nF]$ y la frecuencia de corte $f_c = 500[Hz]$, se tiene:

$$C_2 \geq C_1 \frac{4b_1}{a_1^2}$$

$$C_2 \geq (3.9) \frac{4(1)}{(1.8478)^2}$$

$$C_2 \geq 4.57[nF]$$

Seleccionando un valor comercial de $C_2 = 4.7[nF]$ se tiene:

$$R_1 = \frac{a_1 C_2 - \sqrt{a_1^2 C_2^2 - 4b_1 C_1 C_2}}{4\pi f_c C_1 C_2}$$

$$R_1 = \frac{(1.8478)(4.7) - \sqrt{(1.8478)^2 (4.7)^2 - 4(1)(3.9)(4.7)}}{4\pi(500)(3.9)(4.7)}$$

$$R_1 = 62.8[k\Omega]$$

$$R_2 = \frac{a_1 C_2 + \sqrt{a_1^2 C_2^2 - 4b_1 C_1 C_2}}{4\pi f_c C_1 C_2}$$

$$R_2 = \frac{(1.8478)(4.7) + \sqrt{(1.8478)^2 (4.7)^2 - 4(1)(3.9)(4.7)}}{4\pi(500)(3.9)(4.7)}$$

$$R_2 = 88[k\Omega]$$

Segundo filtro pasa bajas de segundo orden.

Definiendo el valor del condensador $C_3 = 3.9[nF]$ y la frecuencia de corte $f_c = 500[Hz]$, se tiene:

$$C_4 \geq C_3 \frac{4b_2}{a_2^2}$$

$$C_4 \geq (3.9) \frac{4(1)}{(0.7654)^2}$$

$$C_4 \geq 26.6[nF]$$

Seleccionando un valor comercial de $C_4 = 27[nF]$ se tiene:

$$R_3 = \frac{a_2 C_2 - \sqrt{a_2^2 C_2^2 - 4b_2 C_1 C_2}}{4\pi f_c C_1 C_2}$$

$$R_3 = \frac{(0.7654)(27) - \sqrt{(0.7654)^2 (27)^2 - 4(1)(3.9)(27)}}{4\pi(500)(3.9)(27)}$$

$$R_3 = 27.6[k\Omega]$$

$$R_4 = \frac{a_2 C_2 + \sqrt{a_2^2 C_2^2 - 4b_2 C_1 C_2}}{4\pi f_c C_1 C_2}$$

$$R_4 = \frac{(0.7654)(27) + \sqrt{(0.7654)^2 (27)^2 - 4(1)(3.9)(27)}}{4\pi(500)(3.9)(27)}$$

$$R_4 = 34.9[k\Omega]$$

Luego de haber definido las funciones de transferencia de los dos filtros, se determinó los componentes de los circuitos, por motivos de pruebas se omiten los cálculos y solo se muestra los diagramas de los circuitos, detallando los componentes determinados

Figura 4.2.

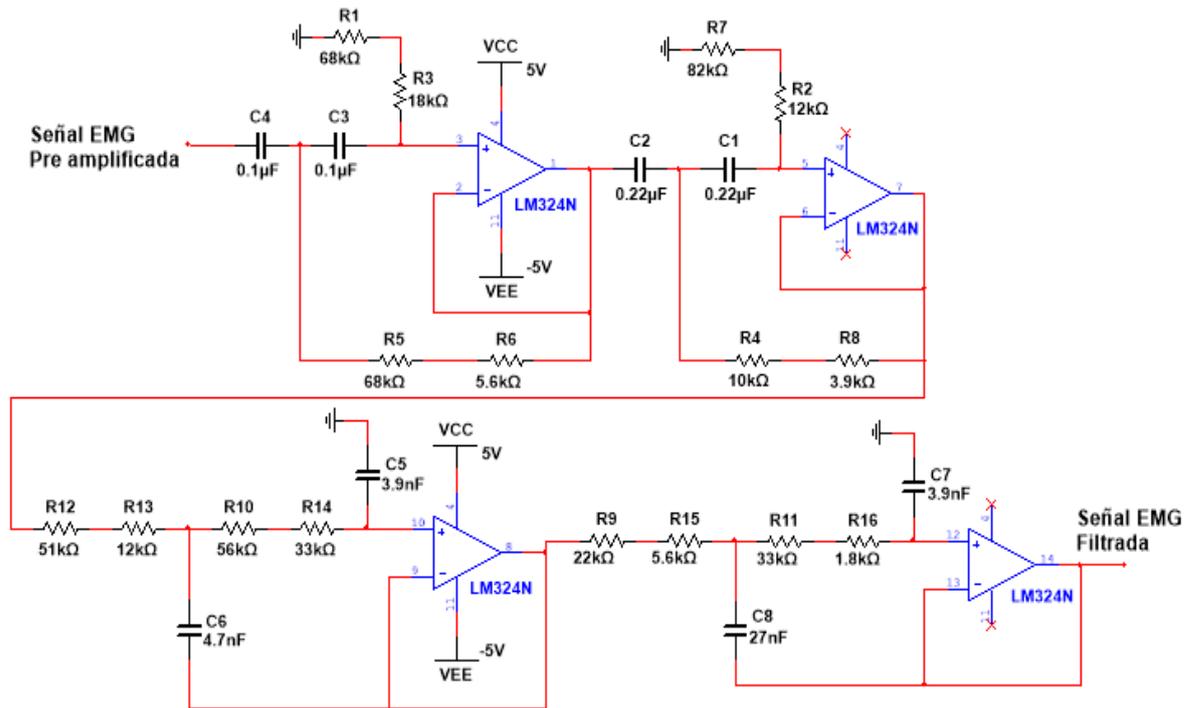


Figura 4.2 Filtro pasa bandas de 20 a 500[Hz] de cuarto orden butterworth. (F.Cadena, 2015)

Filtro notch de 60[Hz] con ancho de banda de 2[Hz]. El filtro notch es un filtro rechaza banda de banda angosta, conocido también como filtro de muesca, este filtro transmite las frecuencias en la banda pasante y rechaza las frecuencias indeseables en la banda de detección (F.Cadena, 2015).

$$Q = \frac{f_r}{B}$$

Ecuación 4.9 Factor de calidad. (Coughlin & Driscoll, 1993)

$$B = \frac{0.1591}{RC}$$

Ecuación 4.10 Ancho de banda. (Coughlin & Driscoll, 1993)

$$R_f = \frac{R}{2Q^2 - 1}$$

Ecuación 4.11 Resistencia de referencia del filtro notch. (Coughlin & Driscoll, 1993)

$$f_r = \frac{0.1125}{RC} \sqrt{1 + \frac{R}{R_f}}$$

Ecuación 4.12 Frecuencia de resonancia. (Coughlin & Driscoll, 1993)

Para realizar los cálculos del tercer filtro notch, definimos los siguientes parámetros:

Frecuencia de resonancia $f_r = 60[\text{Hz}]$

Ancho de banda $B = 2[\text{Hz}]$.

Condensador $C = 0.33[\mu\text{F}]$.

Utilizando la ecuación 4.9 se tiene:

$$Q = \frac{f_r}{B}$$

$$Q = 30$$

De la ecuación 4.10 se tiene:

$$R = \frac{0.1591}{BC}$$

$$R \approx 240[\text{k}\Omega]$$

$$2R \approx 480[\text{k}\Omega]$$

De la ecuación 4.11 se tiene:

$$R_r = \frac{R}{2Q^2 - 1}$$

$$R_r \approx 133[\Omega]$$

La implementación de dos resistencias comerciales continuas se lo realiza con la finalidad de aproximarse en lo posible al valor obtenido en los cálculos, valores que no se conseguirían con una sola resistencia comercial; y así obtener una mayor precisión en el filtrado de la señal **Figura 4.3**.

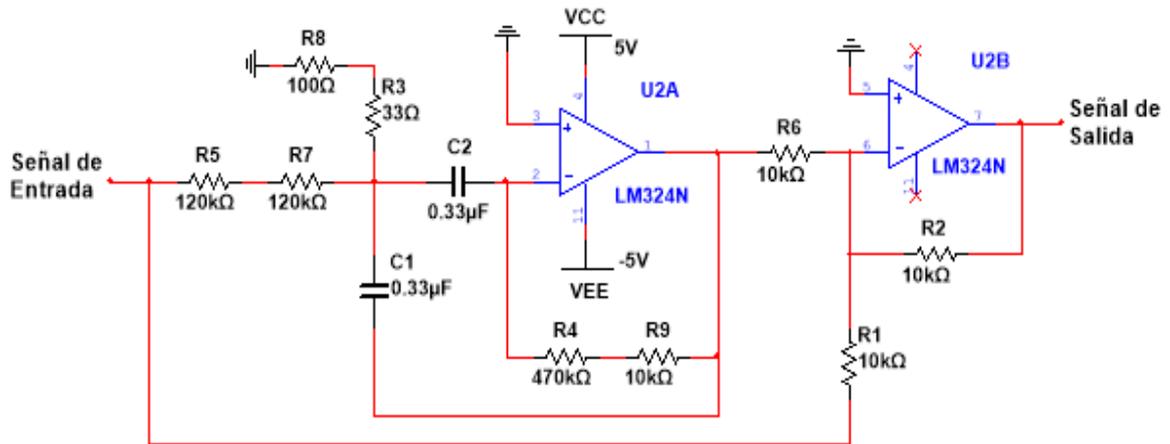


Figura 4.3 Filtro notch de 60[Hz] con ancho de banda de 2[Hz]. (F.Cadena, 2015)

Luego se implementó un circuito amplificador para llevar los niveles de voltaje de la señal EMG a niveles apropiados para la aplicación Figura 4.4, para ello se utilizó un amplificador operacional en configuración no inversora (F.Cadena, 2015).

Definiendo una ganancia aproximada de $G = 20$ y $R = 10[k\Omega]$ se tiene:

$$R_f = R(G - 1)$$

$$R_f = 10(20 - 1)$$

$$R_f = 190[k\Omega]$$

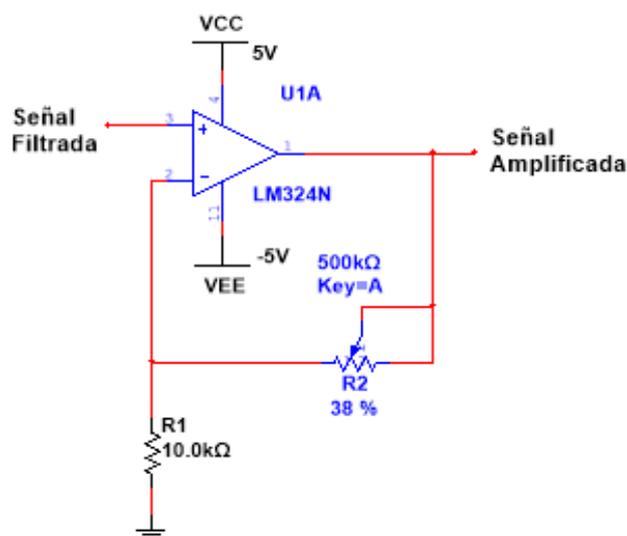


Figura 4.4 Etapa de amplificación final. (F.Cadena, 2015)

Para conseguir mayor precisión en el ajuste de la ganancia se implementó una resistencia variable $R_f = 500[\text{k}\Omega]$.

Rectificador de onda completa de precisión. Un método simple que se utiliza comúnmente para el análisis de las señales SEMG es rectificar la señal antes de realizar el análisis pertinente. El proceso de rectificación implica el concepto de representar sólo deflexiones positivas de la señal. Esto se puede lograr ya sea mediante la eliminación de los valores negativos (rectificación de media onda) o por inversión de los valores negativos (rectificación de onda completa) es este caso se utilizará un rectificador de onda completa de precisión (Figura 4.5) (F.Cadena, 2015).

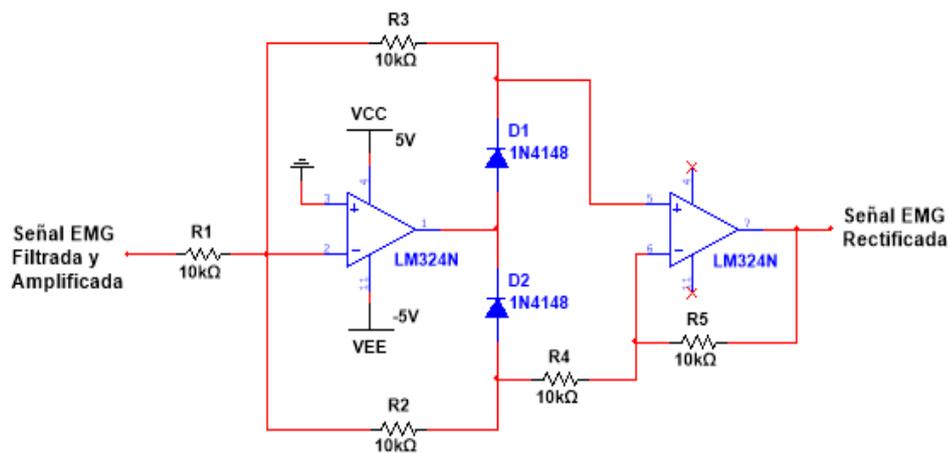


Figura 4.5 Rectificador de onda completa de precisión. (F.Cadena, 2015)

Detector de envolvente (Figura 4.6), es un circuito eléctrico que tiene como entrada una señal de alta frecuencia, y como salida la envolvente de la señal de entrada, el amplificador operacional hará que el diodo conduzca, cerrando así la trayectoria de retroalimentación negativa y haciendo que el mismo actúe como un seguidor (F.Cadena, 2015).

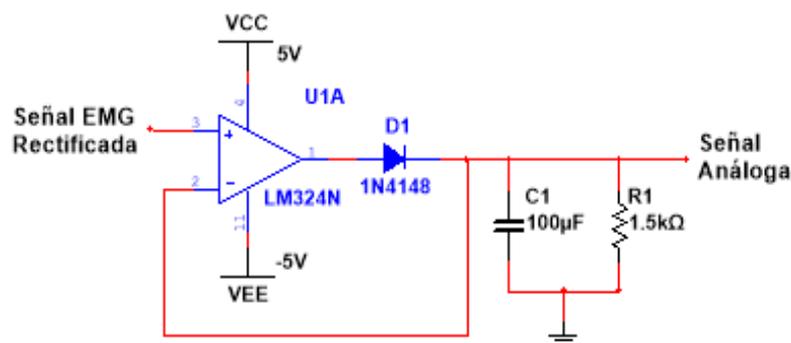


Figura 4.6 Detector de envolvente. (F.Cadena, 2015)

4.1 Configuración de los módulos XBee S1.

4.1.1 Configuración coordinador.

Para realizar la configuración de los módulos, doble clic el software XCTU y se selecciona la opción “Discover Radio” (Figura 4.7).

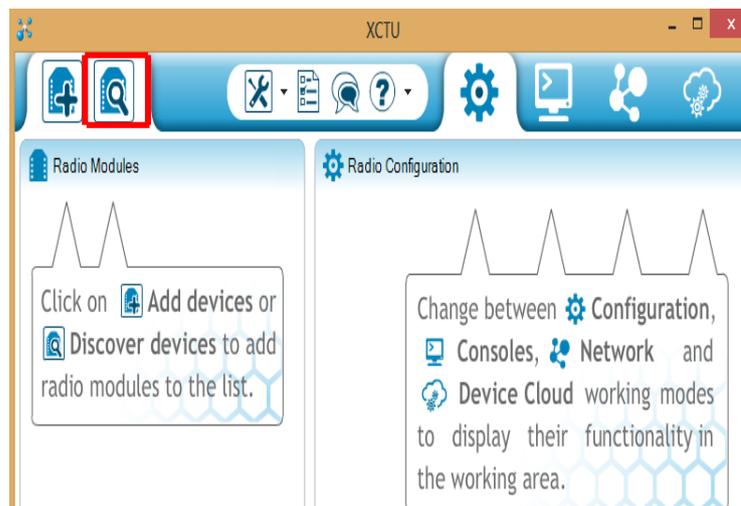


Figura 4.7 Configuración de los módulos XBee Coordinador paso 1.

Se debe seleccionar el puerto COM que se le asignó al XBee Explorer USB (se generó el puerto COM 3) (Figura 4.8).

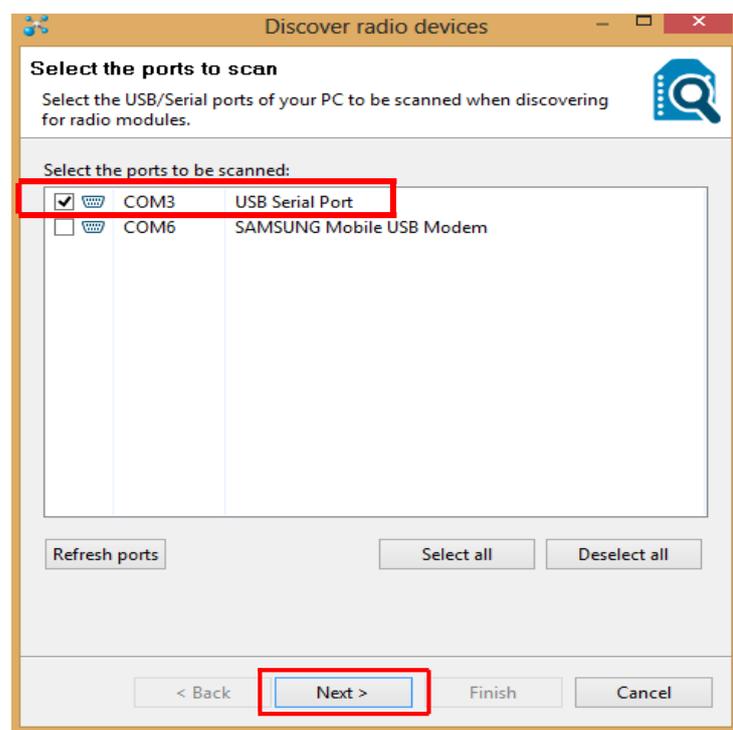


Figura 4.8 Configuración de los módulos XBee Coordinador paso 2.

En el caso de un módulo que viene de fábrica los parámetros son los que aparecen en la imagen (Figura 4.9), luego se presiona el botón “Finish” y comenzará a buscar el dispositivo.

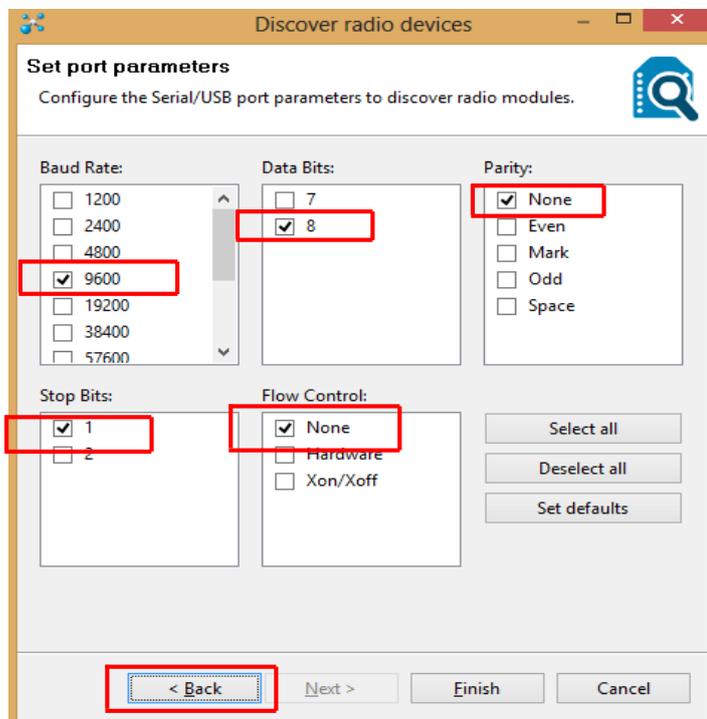


Figura 4.9 Configuración de los módulos XBee Coordinador paso 3.

El software comenzará a buscar el módulo (Figura 4.10).

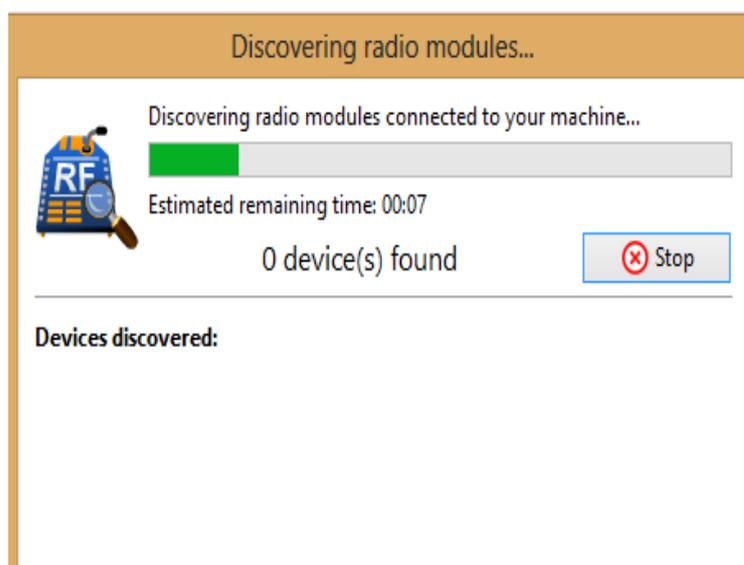


Figura 4.10 Configuración de los módulos XBee Coordinador paso 4.

Cuando encuentra el dispositivo, se presiona el botón “Add selected devices” (Figura 4.11).

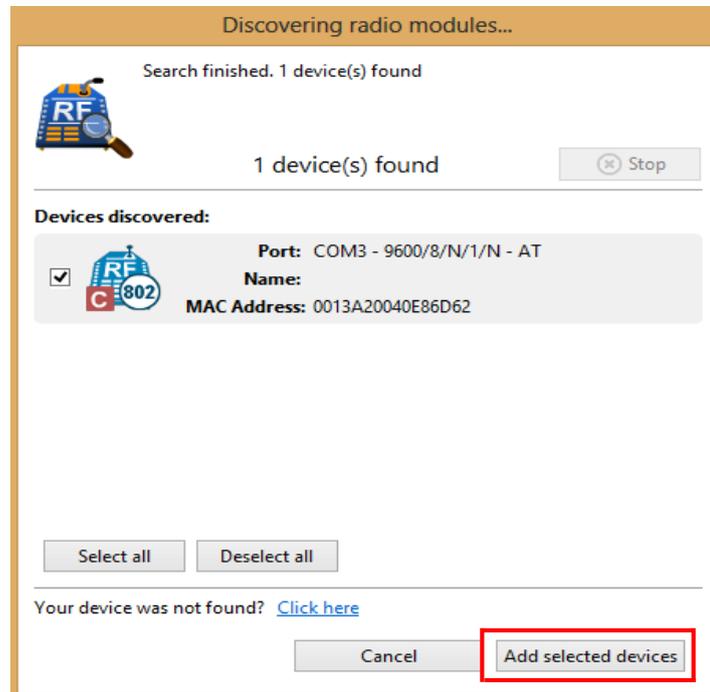


Figura 4.11 Configuración de los módulos XBee Coordinador paso 5.

Teniendo el dispositivo asignado, se puede revisar los parámetros de configuración presionando sobre el dispositivo (Figura 4.12).

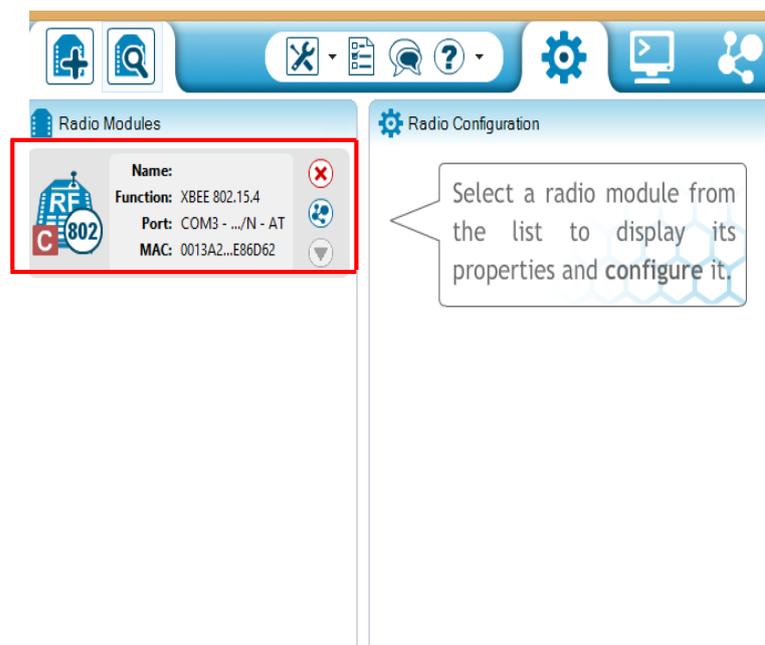


Figura 4.12 Configuración de los módulos XBee Coordinador paso 6.

En esta etapa se debe modificar los parámetros ya establecidos anteriormente y guardar los cambios (**Figura 4.13**).

 CH Channel	<input type="text" value="C"/>		
 ID PAN ID	<input type="text" value="3332"/>		
 DH Destination Address High	<input type="text" value="13A200"/>		
 DL Destination Address Low	<input type="text" value="40E86D9B"/>		
 MY 16-bit Source Address	<input type="text" value="AAAA"/>		
 SH Serial Number High	<input type="text" value="13A200"/>		
 SL Serial Number Low	<input type="text" value="40E86D62"/>		
 MM MAC Mode	<input type="text" value="802.15.4 + MaxStream header w/ACK"/>		
 RR XBee Retries	<input type="text" value="0"/>		
 RN Random Delay Slots	<input type="text" value="0"/>		
 NT Node Discover Time	<input type="text" value="19"/> x 100 ms		
 NO Node Discover Options	<input type="text" value="0"/>		
 CE Coordinator Enable	<input type="text" value="Coordinator [1]"/>		

Figura 4.13 Configuración de los módulos XBee Coordinador paso 7.

En el otro módulo se debe proceder de la misma forma, solo cambian los parámetros de la comunicación final (**Figura 4.14**).

4.1.2 Configuración del End Device.

 CH Channel	<input type="text" value="C"/>		
 ID PAN ID	<input type="text" value="3332"/>		
 DH Destination Address High	<input type="text" value="13A200"/>		
 DL Destination Address Low	<input type="text" value="40E86D62"/>		
 MY 16-bit Source Address	<input type="text" value="AAAA"/>		
 SH Serial Number High	<input type="text" value="13A200"/>		
 SL Serial Number Low	<input type="text" value="40E86D9B"/>		
 MM MAC Mode	<input type="text" value="802.15.4 + MaxStream header w/ACI"/>		
 RR XBee Retries	<input type="text" value="0"/>		
 RN Random Delay Slots	<input type="text" value="0"/>		
 NT Node Discover Time	<input type="text" value="19"/> x 100 ms		
 NO Node Discover Options	<input type="text" value="0"/>		
 CE Coordinator Enable	<input type="text" value="End Device [0]"/>		

Figura 4.14 Configuración del módulo XBee End Device.

También se debe configurar los baudios en los dispositivos (Figura 4.15 y Figura 4.16).

BD Interface Data Rate	19200 [4]
NB Parity	No Parity [0]
RO Packetiz... Timeout	3 x char... times
AP API Enable	API disabled [0]

Figura 4.15 Configuración de Baudios Coordinador.

BD Interface Data Rate	19200 [4]
NB Parity	No Parity [0]
RO Packetiz... Timeout	3 x char... times
AP API Enable	API disabled [0]

Figura 4.16 Configuración de Baudios End Device.

4.2 Consumo de energía.

El consumo de energía para los dos módulos es diferente debido a que se configura de manera distinta, el módulo coordinador (Figura 4.17) es el encargado de generar la red del sistema y estará alimentado continuamente de una computadora por medio del puerto USB. El consumo de corriente no será mayor según la hoja de datos técnica el consumo debe ser 40mA mientras está recibiendo la información. El consumo de energía del dispositivo final (Figura 4.18) es mucho menor que el coordinador, ya que este solo se encarga de enviar los datos sin buscar otros nodos donde pueda conectarse. El consumo de corriente del dispositivo final es mucho menor a 40mA.



Figura 4.17 Coordinador alimentado a la PC.



Figura 4.18 XBee alimentación con baterías.

4.3 Construcción.

La figura muestra el procedimiento de la construcción de la tarjeta de acondicionamiento y comunicación inalámbrica de señales EMG (**Figura 4.19**).

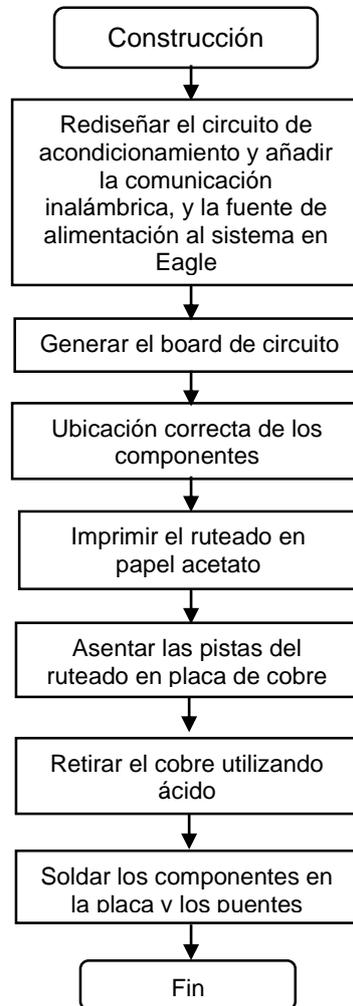


Figura 4.19 Flujograma de construcción de todo el sistema de adquisición de señales EMG.

4.3.1 Distribución correcta de los componentes y ruteado del circuito

En el anexo 8 se muestra el ruteado de la capa superior y distribución ideal de los componentes, las líneas amarillas son las conexiones que no se pudieron realizar, por lo que es necesario realizar un puente de comunicación en estas.

El anexo 9 indica la parte inferior de la placa, de la misma manera los cables amarillos son considerados como puentes de comunicación.

Luego de verificar que no existan anomalías en el proceso de ruteado, el siguiente paso es imprimir el ruteado en la placa de cobre (**Figura 4.20**).



Figura 4.20 Placa de cobre.

4.4 Proceso de fabricación de la placa.

Se acento las pistas en la placa de cobre (Figura 4.21) y retiro el sobrante con ácido.

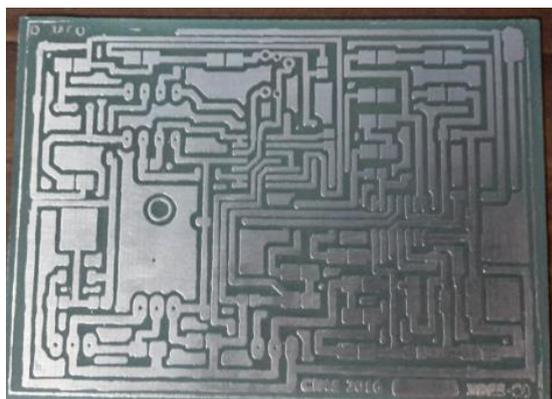


Figura 4.21 Pistas placa superior.

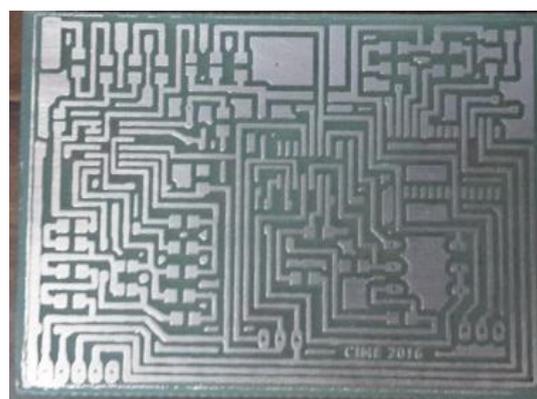


Figura 4.22 Pistas placa inferior.

4.5 Montaje de los elementos.

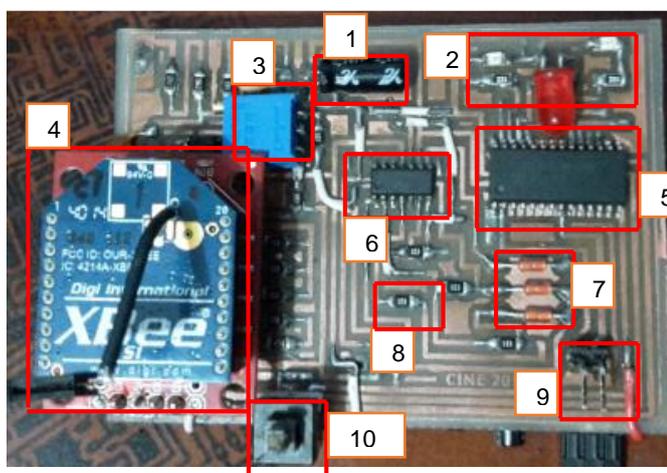


Figura 4.23 Soldadura de los elementos.

- 1.- Condensador electrolítico.
- 2.- Diodos LED para los indicadores de encendido en equipo. El diodo rojo se enciende cuando existe un máximo esfuerzo en del músculo.
- 3.- Ganancia final de la señal EMG.
- 4.- Módulo de comunicación inalámbrica XBee S1.
- 5.- PIC 18F2550 (montaje superficial).
- 6.- Amplificador operacional LM324N (montaje superficial).
- 7.- Diodos Zener 1N4148.
- 8.- Resistencias de montaje superficial.
- 9.- Conectores de salida para observar la señal en osciloscopio, o algún aparato de medición.
- 10.- Pulsador de encendido de la comunicación inalámbrica. Se lo puede presionar cada vez que sea necesario.

4.6 Construcción de electrodos.

En las primeras pruebas realizadas para la adquisición de la señal EMG se trabajaron con electrodos de plata cloruro de plata (Ag/AgCl), estos electrodos son desechables y vienen integrado una pequeña capa de un gel conductor esta se encarga de mejorar la impedancia que existe entre la piel y el electrodo. La desventaja principal de este tipo de sensores es que su uso es limitado, ya que solo se lo puede utilizar una o dos veces debido a su pérdida de adherencia con la piel y por tanto una pérdida de señal al momento de captarla.

Si se necesita utilizar electrodos durante tiempos prolongados y que estos no tengan pérdida de adherencia y mucho menos que disminuya la sensibilidad el momento de captar estas señales. Se necesitan electrodos de superficie que sean capaces de detectar este tipo de señales entre ellos están la plata, el oro, acero inoxidable, platino entre otros.

Para este proyecto se construyó electrodos de acero inoxidable (**Figura 4.24**) Por ser de bajo costo y además el material con el que se fabrican se puede encontrar muy

fácilmente en el medio. Las normas que se siguieron para construir los electrodos fueron de la SENIAM.

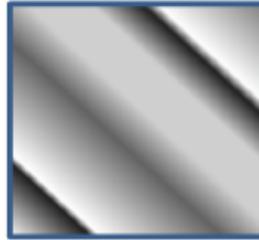


Figura 4.24 Acero inoxidable. (González, 2010)

Estos electrodos son capaces de captar señales de EMG, además no se requiere la supervisión médica en el momento de la aplicación sobre el músculo.

Los rectángulos de 1.6cm x 1.3cm fueron cortados de una lámina de acero inoxidable. Se procuró lijar y limpiar bien el lado conductor que estaría en contacto con la piel (**Figura 25**), mientras que en la otra cara se soldó el broche de los electrodos de plata cloruro de plata que también es de acero inoxidable (**Figura 4.26**), con el fin de poder acoplarlos sin ningún problema al broche que tienen los cables para electrodos. Antes de llegar a las medidas finales (1.6 x 1.3cm), se realizaron varias pruebas con rectángulos de varios tamaños, ya que se buscaba hacer más pequeña el área de la placa conductora; sin embargo, las pruebas que se realizaron con estas medidas no fueron muy buenas debido a que el electrodo no podía captar la señal al tener una pequeña área.

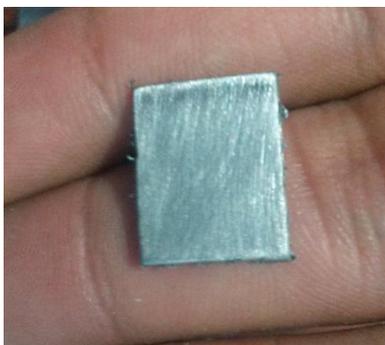


Figura 4.25 Electrodo lijado vista frontal.



Figura 4.26 Broche de electrodos desechables.

Luego se soldó los rectángulos de acero inoxidable con el broche (**Figura 4.27**), la soldadura de los dos elementos se lo hizo con suelda de punta. Esta suelda permite unir firmemente estos elementos pequeños sin dañarlos.



Figura 4.27 Electrodo de acero inoxidable.

En total fueron tres electrodos los cuales se construyeron; el electrodo inversor, el no inversor (**Figura 4.28**) y el de referencia (**Figura 4.29**) Estos electrodos fueron montados en una banda cada uno para ajustarse alrededor del músculo de estudio.



Figura 4.28 Banda con electrodos (inversor y no inversor).



Figura 4.29 Electrodo de referencia.

La SENIAM recomienda que la distancia de los electrodos debe de ser de 2 cm, por lo que se debe tener en cuenta al momento de colocar los electrodos en el músculo de interés. Además también se debe colocar el electrodo de referencia.

Las pruebas hechas al momento de realizar la comparación de los electrodos se hicieron en el musculo Bíceps del brazo. Estas pruebas fueron realizadas con el prototipo banda de muslo en ambos casos. A continuación, se describe los resultados obtenidos de dichas pruebas.

Los movimientos fueron; reposo, flexión y extensión, dos movimientos en flexión y uno en extensión, el protocolo a utilizar fue la limpieza de la zona con alcohol, ubicación de los electrodos acorde con las nomas de la SEMIAN.

En la **Figura 4.30 (a)** muestra el patrón de la señal del musculo en reposo, la señal se verifica en el osciloscopio (**Figura 4.30, b**) se puede observar que la gráfica es similar y conserva el patrón.

Registro débil.

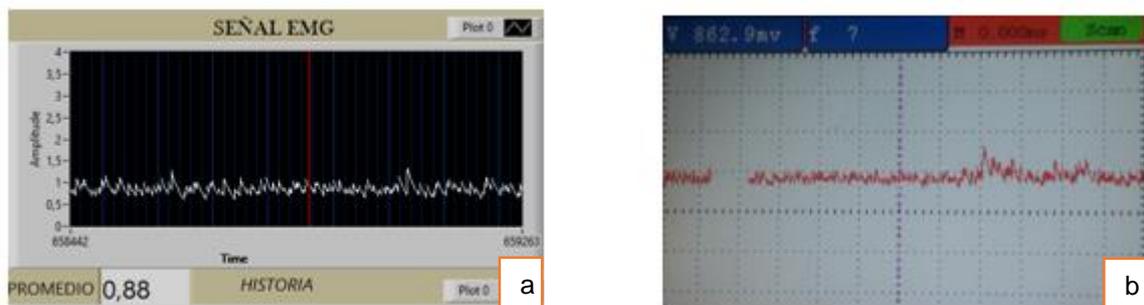


Figura 4.30 Visualización de la señal EMG (registro débil) en LabVIEW y Osciloscopio, electrodos de acero inoxidable.

La siguiente **Figura 4.31** muestra el movimiento de extensión del brazo en una contracción suave, también podemos comprobar en el osciloscopio (**Figura 4.31, b**) que el patrón de la señal es el mismo que el de la **Figura 4.31, a**.

Contracción suave.

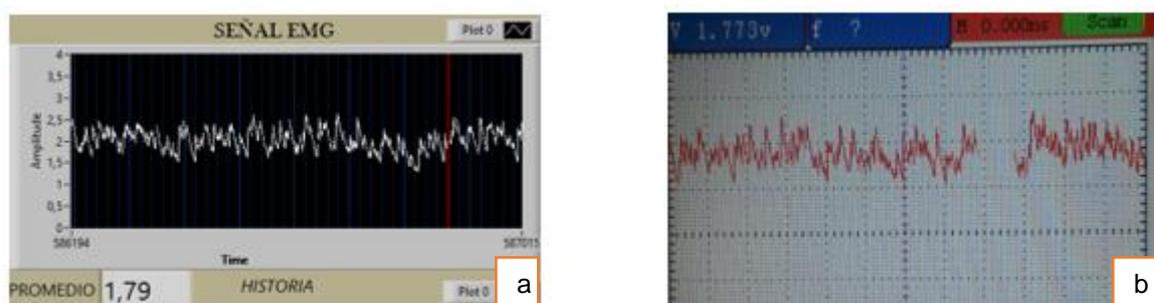


Figura 4.31 Visualización de la señal EMG (contracción suave) en LabVIEW y Osciloscopio, electrodos de acero inoxidable.

La siguiente **Figura 4.32** muestra el movimiento de flexión del brazo en una contracción fuerte, además se puede apreciar en el osciloscopio (**Figura 4.32, b**) que el patrón de la señal es el mismo que el de la **Figura 4.32, a**.

Contracción fuerte.

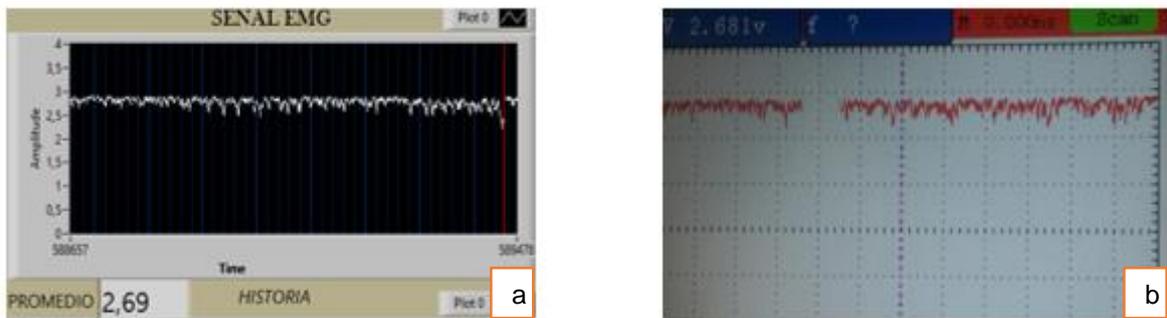


Figura 4.32 Visualización de la señal EMG (contracción fuerte) en LabVIEW y Osciloscopio, electrodos de acero inoxidable.

Las pruebas realizadas con los electrodos de Plata / Cloruro de plata. La señal se obtuvo con el musculo en reposo, la primera grafica (**Figura 4.33, a**) muestra la señal en LabVIEW y la segunda en el osciloscopio (**Figura 4.33, b**), para verificar que la señal sea la misma y comprobar que mantenga el patrón con el osciloscopio. Los movimientos y el protocolo a utilizar fueron los mismos que los electrodos de acero inoxidable.

Registro débil.

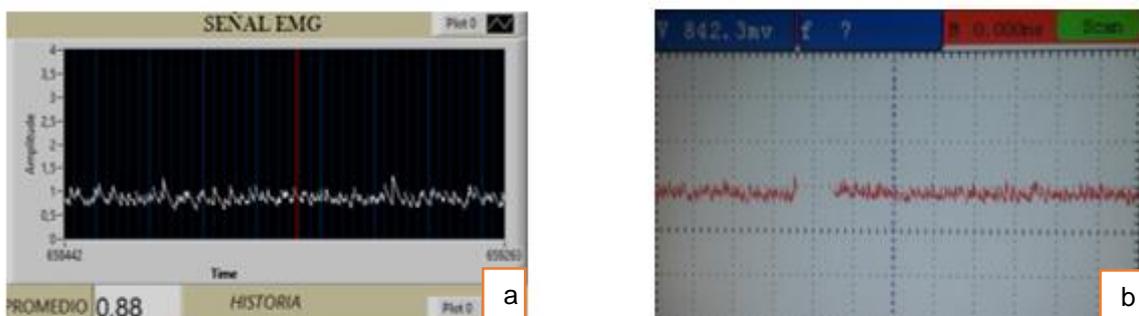


Figura 4.33 Visualización de datos de la señal EMG (registro débil) en LabVIEW y Osciloscopio, electrodos de Plata / Cloruro de plata (desechables).

La Figura 4.34 muestra el movimiento de extensión del brazo en una contracción suave, también podemos comprobar en el osciloscopio (Figura 4.34, b) que el patrón de la señal es el mismo que el de la Figura 4.34, a.

Contracción suave.

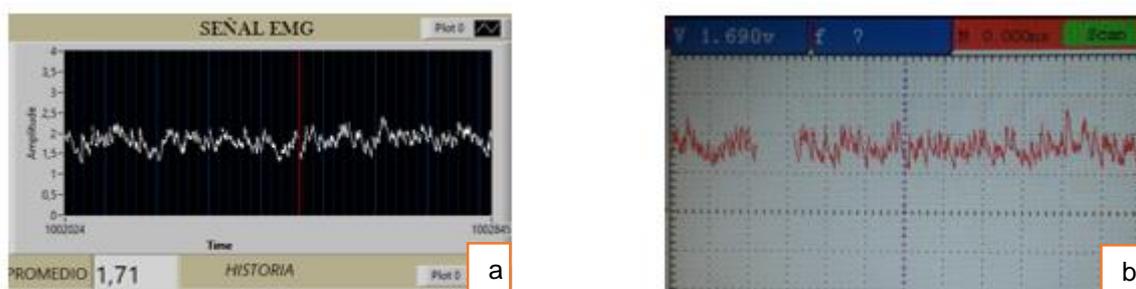


Figura 4.34 Visualización de la señal EMG (contracción suave) en LabVIEW y Osciloscopio, electrodos de Plata / Cloruro de Plata (desechables).

La siguiente Figura 4.35 muestra el movimiento de flexión del brazo en una contracción fuerte, además se puede apreciar en el osciloscopio (Figura 4.35, b) que el patrón de la señal es el mismo que el de la Figura 4.35, a.

Contracción fuerte.

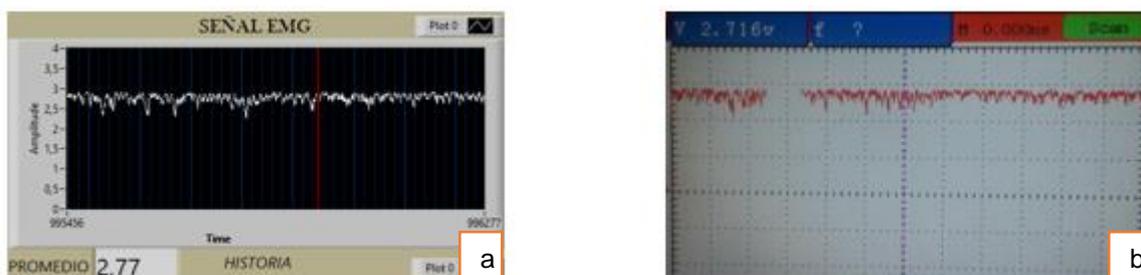


Figura 4.35 Visualización de la señal EMG (contracción fuerte) en LabVIEW y Osciloscopio, electrodos de Plata / Cloruro de Plata (desechables).

La visualización en el osciloscopio fue con el fin de comprobar que la señal sea la misma y mantenga el patrón en todas las pruebas realizadas, para así dar una evaluación de funcionamiento al electrodo de acero inoxidable.

Después de realizar los experimentos los datos obtenidos con el electrodo de acero inoxidable son los siguientes que se muestran en la **Tabla 4.1**. El valor de la contracción de los músculos esta dado en voltios (v).

Tabla 4.1 Datos registrados con electrodos de acero inoxidable.

N° de registro	Contracción débil (reposo)	Contracción suave (extensión)	Contracción fuerte(flexión)
1	0,865	1,83	2,732
2	0,841	1,78	2,644
3	0,811	1,73	2,776
4	0,787	1,67	2,791
5	0,767	1,97	2,859
6	0,743	1,96	2,703
7	0,718	1,89	2,815
8	0,699	1,67	2,781
9	0,66	1,68	2,458
10	0,64	1,72	2,639
Promedio	0,7531	1,79	2,7198

De la **Tabla 4.1** se puede ver que el rango de las medidas que se leyeron van desde un valor mínimo de 0.64 v hasta una valor máximo de 2.79 v.

Datos obtenidos con el electrodo desechable Plata / Cloruro de plata **Tabla 4.2**.

Tabla 4.2 Datos registrados con el electrodo desechable (Ag/AgCl).

N° de registro	Contracción débil (reposo)	Contracción suave (extensión)	Contracción fuerte(flexión)
1	0,899	1,764	2,717
2	0,87	1,706	2,727
3	0,797	1,652	2,859
4	0,821	1,603	2,786
5	0,88	1,75	2,845
6	0,855	1,652	2,752
7	0,855	1,584	2,776
8	0,89	1,657	2,742
9	0,885	1,735	2,791
10	0,816	1,608	2,884
Promedio	0,8568	1,6711	2,7879

Graficas del electrodo de acero inoxidable (Figura 4.36) se puede observar los niveles de amplitud de los músculos en cada una de las pruebas realizadas.

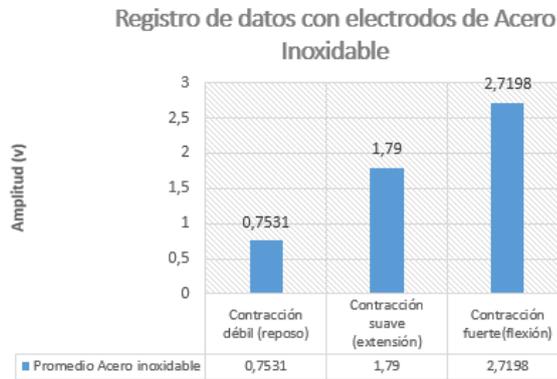


Figura 4.36 Graficas de los datos registrado con el electrodo de acero inoxidable en el musculo bíceps del brazo.

Gráficas del electrodo de Ag/AgCl (Figura 4.37).

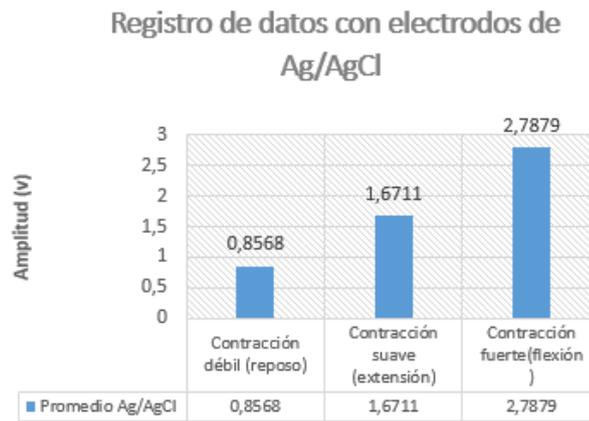


Figura 4.37 Graficas de los datos registrados con el electrodo Plata / Cloruro de Plata en el musculo bíceps del brazo.

Grafica comparativa entre los dos electrodos (Figura 4.38).

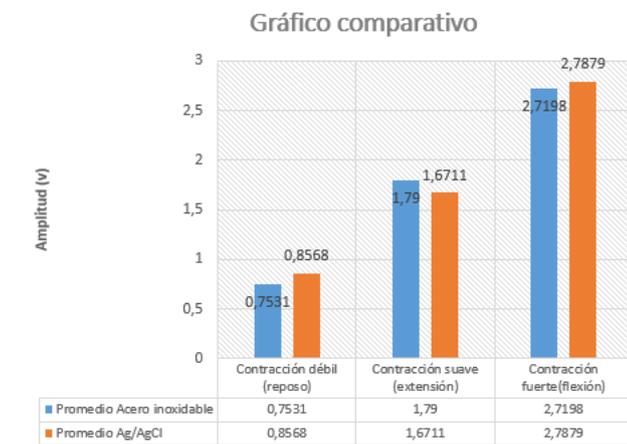


Figura 4.38 Comparación de los dos electrodos realizada en el musculo bíceps del brazo.

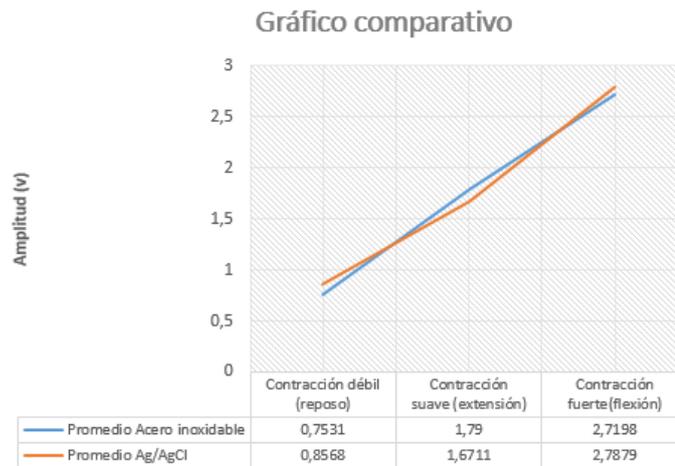


Figura 4.39 Comparación de los dos electrodos.

En la gráfica (**Figura 4.39**) se aprecia que los dos electrodos responden de manera similar cuando se realiza las mismas contracciones en el musculo, la diferencia que existe entre los dos es que el electrodo de acero inoxidable se desgasta más paulatinamente que el electrodo desechable Ag/AgCl.

Esta comparación se basa con los electrodos típicos desechables frente a los electrodos de acero inoxidable, con el fin de comprobar su respuesta y verificar su funcionamiento para así reemplazarlos por los construidos de acero inoxidable para este proyecto, que tienen más durabilidad y son menos costosos.

4.7 Montaje del dispositivo de acondicionamiento de señal EMG en la banda

En la **Figura 4.40** se aprecia el prototipo de acondicionamiento y envío inalámbrico de las señales EMG integrado en la banda de muslo y también con las baterías de alimentación.

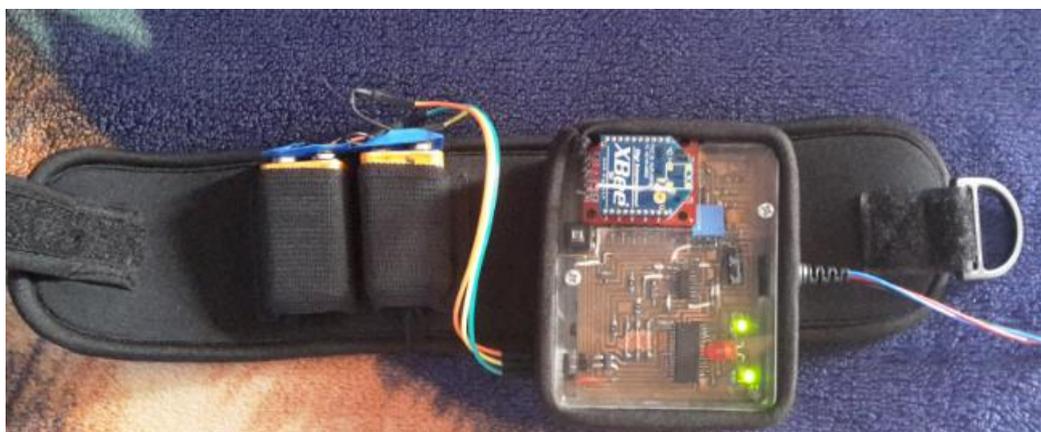


Figura 4.40 Prototipo banda de muslo.

La **Figura 4.41** muestra la colocación de todo el prototipo en el muslo.



Figura 4.41 Colocación de todo el prototipo en el muslo.

En la **Figura 4.42** muestra el cableado de los electrodos al prototipo banda de muslo, Los puntos b y c se encuentran conectados a la entrada (a) del prototipo que contiene un conector Jack 3.5mm.

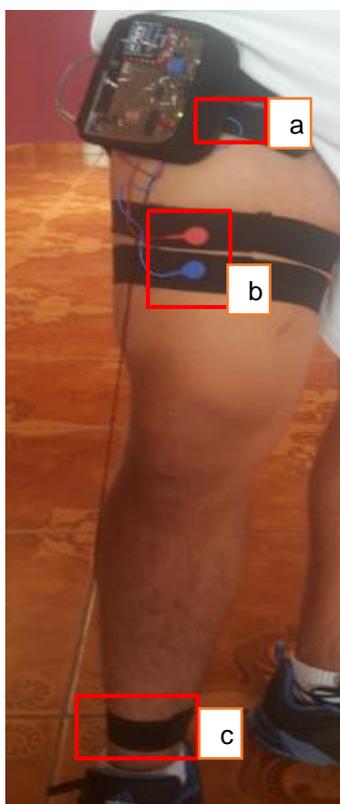


Figura 4.42 Cableado de electrodos en la banda.

En la **Figura 4.43** se aprecia la conexión del sistema de alimentación (Baterías) a la tarjeta de acondicionamiento y transmisión inalámbrica. La sección (a) de la figura se aprecia la conexión de las dos batería de 9v en fuente dual, que están conectadas a la entrada del sistema (sección b), se debe tener cuidado al momento de realizar esta conexión porque de esto depende el correcto funcionamiento del sistema.

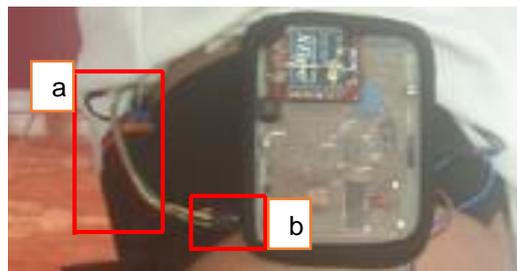


Figura 4.43 Conexión del sistema de alimentación a la tarjeta de acondicionamiento.

4.8 Análisis y Resultados.

Para las pruebas de funcionamiento se los realiza en los tres músculos principales del muslo los cuales son: recto femoral, vasto medio y vasto lateral.

4.8.1 Ubicación y orientación de los electrodos en los músculos del muslo.

4.8.1.1 Músculo recto femoral.

Los electrodos deben ser colocados en el 50% en la línea de la espina iliaca anterior superior a la parte superior de la rótula (**Figura 4.44**). En la dirección de la línea de la espina iliaca anterior superior a la parte superior de la rótula (SENIAM, 2016).



Figura 4.44 Músculo recto femoral con electrodos de acero inoxidable.



Figura 4.45 Músculo recto femoral con electrodos desechables.

4.8.1.2 Músculo vasto medio.

Los electrodos deben ser colocados en un 80% en la línea entre la espina iliaca anterior superior y el espacio articular frente al borde anterior del ligamento medial (Figura 4.46). Casi perpendicular a la línea entre la espina iliaca anterior superior y el espacio articular frente al borde anterior del ligamento medial (SENIAM, 2016).



Figura 4.46 Músculo vasto medio con electrodos de acero inoxidable.



Figura 4.47 Músculo vasto medio con electrodos desechables.

4.8.1.3 Músculo vasto lateral.

Los electrodos deben ser colocados a $2/3$ en la línea de la espina iliaca anterior superior a la cara lateral de la rótula. En la dirección de las fibras musculares (Figura 4.48) (SENIAM, 2016).

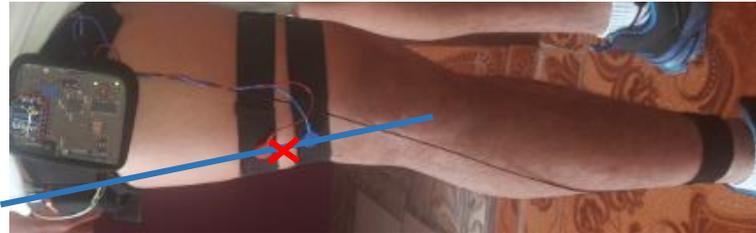


Figura 4.48 Músculo vasto lateral con electrodos de acero inoxidable.



Figura 4.49 Músculo vasto lateral con electrodos desechables.

4.8.1.4 Electrodo de referencia.

Alrededor del tobillo (Figura 4.50) o el próximo. Girar. De C7 (SENIAM, 2016).



Figura 4.50 Electrodo de referencia de acero inoxidable.

4.8.2 Registro de datos.

El registro de los datos se realizó con el fin de realizar una comparación con la tarjeta de adquisición de la Universidad Técnica del Norte de señales EMG con el prototipo banda de muslo. Para la adquisición de los datos se trabajó en el dominio del tiempo. Las unidades en las que se presentan las señales son voltios. Registro de datos con el prototipo banda de muslo.

Tabla 4.3 Datos del músculo recto femoral.

MÚSCULO RECTO FEMORAL		
Nº Registro	Amplitud máxima	Amplitud mínima
1	2.810	0.821
2	2.845	0.943
3	2.742	0.963
4	2.737	0.888
5	2.639	0.792
PROMEDIO	2.7546	0.8814

Tabla 4.4 Datos del músculo vasto medio.

MÚSCULO VASTO MEDIO		
Nº Registro	Amplitud máxima	Amplitud mínima
1	2.815	0.787
2	2.771	0.758
3	2.830	0.777
4	2.791	0.728
5	2.810	0.723
PROMEDIO	2.8034	0.7546

Tabla 4.5 Datos del músculo vasto lateral.

MÚSCULO VASTO LATERAL		
Nº Registro	Amplitud máxima	Amplitud mínima
1	2.893	0.308
2	2.754	0.298
3	2.651	0.279
4	2.915	0.274
5	2.705	0.249
PROMEDIO	2.7836	0.2816

En la siguiente **Figura 4.51** se observa los valores de variación en cuanto a amplitud de los músculos de muslo.

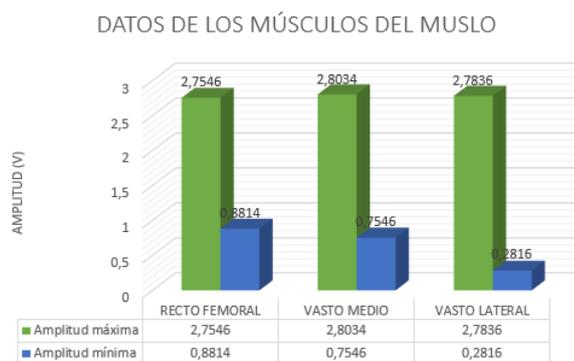


Figura 4.51 Amplitudes de los músculos del muslo.

Registro de datos con la tarjeta EMG de la UTN.

Tabla 4.6 Datos del músculo recto femoral.

MÚSCULO RECTO FEMORAL		
N° Registro	Amplitud máxima	Amplitud mínima
1	2.910	0.942
2	2.740	1.130
3	2.880	0.890
4	2.450	1.20
5	2.831	1.054
PROMEDIO	2.7622	1.043

Tabla 4.7 Datos del músculo vasto medio.

MÚSCULO VASTO MEDIO		
N° Registro	Amplitud máxima	Amplitud mínima
1	2.733	0.934
2	2.504	1.100
3	2.796	0.725
4	2.791	0.840
5	2.687	0.860
PROMEDIO	2.7022	0.8919

Tabla 4.8 Datos del músculo vasto lateral.

MÚSCULO VASTO LATERAL		
N° Registro	Amplitud máxima	Amplitud mínima
1	2.938	0.502
2	2.898	0.640
3	2.986	0.450
4	2.744	0.630
5	2.896	0.504
PROMEDIO	2.8924	0.563

En la siguiente Figura 4.52 se observan los valores de variación en cuanto a amplitud de los músculos de muslo.

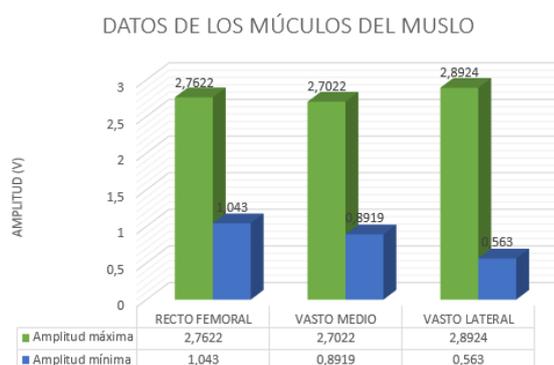


Figura 4.52 Amplitudes de los músculos del muslo.

En las figuras se puede observar que el prototipo responde muy bien a las contracciones y relajaciones de los músculos asociados, además muestra graficas comparativas (Figura 4.53 y Figura 4.54) de las dos tarjetas para visualizar mejor los datos obtenidos.

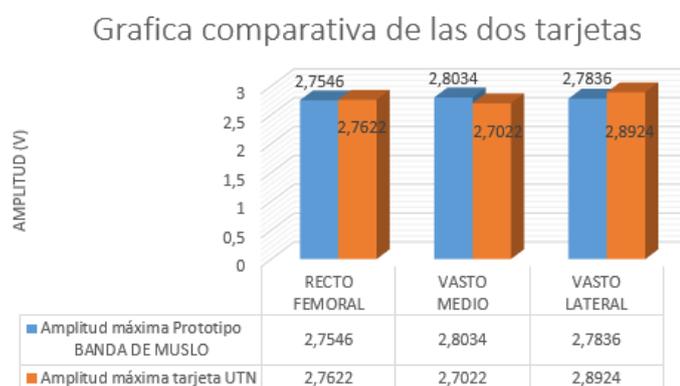


Figura 4.53 Graficas de los datos obtenidos en las dos tarjetas amplitud máxima.

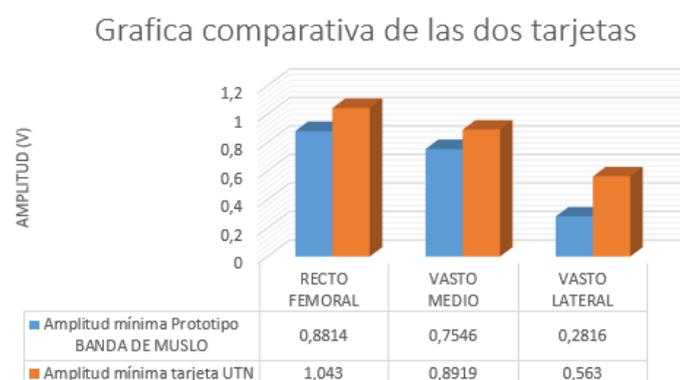


Figura 4.54 Graficas de los datos obtenidos en las dos tarjetas amplitud mínima.

El prototipo banda de muslo frente a la tarjeta desarrollada en la Universidad Técnica del Norte presentó una mejora notable al momento de adquirir las señales EMG debido a que todos los componentes están presentes en la banda y además no existe cables de conexión a una computadora para poder visualizar la señales, por lo que la persona puede moverse libremente en el lugar de estudio.

Las ganancias ocupadas tanto como para el amplificador de instrumentación y para la salida del sistema de acondicionamiento de la señal, variaron en un mínimo debido a que con las ganancias anteriores el rango de lectura no era muy amplio.

4.9 Costos.

El costo del prototipo banda de muslo para la captura señales EMG se detalla en la siguiente **Tabla 4.9**. La abreviatura smd es para los elementos de montaje superficial.

Tabla 4.9 Hoja de costos del dispositivo.

Cantidad	Elemento	Costo. U	Costo. T
4	Circuitos Integrados lm324 (smd)	\$ 0.90	\$ 3.60
1	Amplificador de Instrumentación	\$ 8.00	\$ 8.00
1	PIC 18F2550 (smd)	\$ 8.00	\$ 8.00
2	XBee S1	\$ 36.00	\$ 72.00
1	XBee Regulated	\$ 16.50	\$ 16.50
1	XBee Explorer	\$ 13.50	\$ 13.50
1	Conector Jack 3.5mm	\$ 1.00	\$ 1.00
1	Regulador de voltaje 7805 (smd)	\$ 1.00	\$ 1.00
1	Regulador de voltaje 7905	\$ 1.00	\$ 1.00
1	Conector tipo espadines hembra	\$ 0.70	\$ 0.70
42	Resistencias de (smd)	\$ 0.03	\$ 1.26
2	Resistencia variable	\$ 0.50	\$ 1.00
3	Diodos	\$ 0.15	\$ 0.45
3	Diodos LED (smd)	\$ 0.50	\$ 1.50
1	Pulsador	\$ 0.15	\$ 0.15
15	Condensadores cerámicos	\$ 0.10	\$ 1.50
3	Condensador electrolítico	\$ 0.10	\$ 0.30
1	Baquelita sin perforar	\$ 1.00	\$ 1.00
1	Ácido cloruro férrico	\$ 0.60	\$ 0.60
1	Impresión de circuito en placa	\$ 2.00	\$ 2.00
1	Banda de muslo	\$10.00	\$ 10.00
	TOTAL		\$ 145.06

La **Tabla 4.9** muestra el valor total de la tarjeta de acondicionamiento y envío de forma inalámbrica de señales EMG. Cabe destacar que es la primera tarjeta que se construye con estas características en la Universidad Técnica del Norte, esto quiere decir con este tipo de elementos en montaje superficial y añadiendo al sistema la comunicación inalámbrica, por lo que no se puede realizar una debida comparación de precios con otro tipo de tarjetas con estas mismas características.

La tarjeta posee una señal con una buena amplitud, esta señal DC podrá ser implementada directamente en un microcontrolador y así poder controlar varios dispositivos de forma inalámbrica, como puede ser; robots, electrónica móvil, drones, etc. La aplicación de este prototipo es muy amplia.

CAPÍTULO 5

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1 Conclusiones.

- En la selección del mejor electrodo se construyó electrodos de acero inoxidable siguiendo las normas de las SENIAM para obtener el tamaño y la forma ideal del electrodo, comparándolos con los electrodos desechables Plata / Cloruro de Plata, eligiendo como material para el electrodo el acero inoxidable, los electrodos de acero inoxidable fueron diseñados de forma rectangular de (1.6 x 1.3 cm), lo que permitió mejor captar la señal de los músculos.
- Con respecto a la ubicación ideal de los electrodos se siguieron las normas de la SENIAM, para adquirir una señal con un bajo nivel de ruido.
- En el diseño del sistema de acondicionamiento y transmisión inalámbrica se procuró trabajar con elementos de montaje superficial y conseguir así que el dispositivo sea lo más pequeño posible, se diseñó una tarjeta electrónica de doble capa que contiene todos los elementos necesarios para el acondicionamiento y transmisión inalámbrica de la señal.
- Las pruebas realizadas permitieron observar el funcionamiento de los músculos del muslo que influyen directamente en los movimientos de flexión y extensión de la rodilla, también se pudo mirar el comportamiento de estos músculos cuando el paciente se encontraba caminando o en marcha.
- La interfaz gráfica que se realizó consta de dos ventanas, la primera es para observar la señal en tiempo real; la segunda es de visualización de la señal previamente grabada por el primer panel, permitiendo así al usuario trabajar de una forma rápida y eficaz al momento de capturar y analizar la señal EMG. Además; permite grabar los datos de la señal en el momento que se crea conveniente.
- Cuando se enlaza los electrodos a la tarjeta electrónica se utiliza un cable transductor conector de electrodos para que la señal no se afecte, estos cables conectados a los electrodos están integrados mediante un conector Jack al módulo de adquisición y transmisión inalámbrica de señales EMG.
- Para que el consumo de corriente de los módulos XBee S1 sea lo menor posible se debe de configurar uno como coordinador, que es el encargado de generar

la red de comunicación y que además este se encuentra conectado al computador, y el otro como dispositivo final, este último se encuentra ubicado en la placa debido a que solo se necesita que envíe la señal al coordinador sin necesidad de realizar funciones de enrutamiento, por lo que su consumo de corriente es mucho menor.

5.2 Recomendaciones.

- Al momento de trabajar con dispositivos de comunicación inalámbrica se debe tener en cuenta el consumo de corriente, ya que si este es excesivo su durabilidad o tiempo de trabajo se reduciría y el tiempo para realizar estas pruebas sería muy corto.
- Realizar bien los cálculos para determinar a qué frecuencia se está muestreando la señal, así no producir el efecto de *aliasing* en cual impide recuperar correctamente la señal cuando las muestras se obtienen en intervalos de tiempo muy prolongados.
- Para que una señal se pueda visualizar de una forma correcta y sin perder los datos se debe muestrear la señal al menos el doble de la frecuencia a la que se encuentra dicha señal, en este proyecto se muestrea la señal a 1.11 kHz, cabe mencionar, que cuando mayor sea la frecuencia de muestreo, mejor se reconstituirá la señal debida que se tienen más muestras para visualizarla.
- Al momento de manipular los chips de comunicación inalámbrica se debe tener cuidado de no dañar la antena y también alimentarlos al voltaje adecuado de trabajo, ya que de lo contrario se quemarían o sufrirían daños irreversibles.
- Cuando se realice la toma de datos se debe hacer en un lugar donde no exista mucha interferencia de equipos electrónicos debido a que estos circuitos afectan al funcionamiento del dispositivo de captación de señales EMG.
- Cuando se trabaja con dispositivos muy pequeños como son los de montaje superficial (smd) se debe tener cuidado al momento de soldar estos componentes en la placa, se pueden dañar o afectar su estructura interna y externa.
- Conectar los electrodos en el músculo de interés de manera correcta ya que de lo contrario se obtendrá una señal nula o con mucho ruido.

- Implementar un sistema de comunicación con un dispositivo Android que tenga conectividad a internet para apoyar al paciente por un experto desde cualquier lugar.
- Aumentar al prototipo un sistema de almacenamiento de datos mediante USB para así poder recolectar datos cada vez que se desee sin de ocupar la comunicación inalámbrica.

GLOSARIO DE TÉRMINOS.

EMG.- Electromiografía.

LSB.- Bit menos significativo.

SEMG.- Señal electromiográfica.

Contracción muscular.- Es el proceso en el que los músculos desarrollan tensión y se acortan o estiran (o bien pueden permanecer de la misma longitud) por razón de un previo estímulo de extensión

Microelectrodos. Instrumento que consiste en un fino capilar de vidrio y que se utiliza para registrar la diferencia de potencial que existe entre el interior y el exterior de la célula.

Biopotenciales.- Es aquella señal eléctrica emitida por el cuerpo humano y que es adquirida por los equipos de medición médica para convertirla en algo perceptible para los sentidos del médico.

Biomecánica.- La biomecánica es una disciplina científica que tiene por objeto el estudio de las estructuras de carácter mecánico que existen en los seres vivos (fundamentalmente del cuerpo humano).

Prótesis mioeléctricas.- Son prótesis eléctricas controladas por medio de un poder externo mioeléctrico. El control mioeléctrico es probablemente el esquema de control más popular. Se basa en el concepto de que siempre que un músculo en el cuerpo se contrae o se flexiona.

Fibras musculares.- La fibra muscular es una célula fusiforme y multinucleada con capacidad contráctil y de la cual está compuesto el tejido muscular.

Ruido intrínseco.- Generado internamente en los dispositivos electrónicos debido a los diferentes fenómenos físicos que tienen lugar en ellos

BIBLIOGRAFÍA

ALCALÁ, U. D. (s.f.). *Instrumentación Biomédica*.

ANAGUANO, M. B. (2010). *IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE COMUNICACIONES MEDIANTE LA UTILIZACIÓN DEL ESTÁNDAR IEEE 802.15.4*.

Arévalo Peña, J. E. (2007). *Tarjeta Multipropósito bluetooth*.

Biomédica, G. d. (2015). *DALCAME*. Obtenido de DALCAME.

COLLAGUAZO, I. G. (s.f.). *Sistemas con Microcontroladores*.

Consejo Nacional de Igualdad de Discapacidades. (s.f.). (Consejo Nacional de Igualdad de Discapacidades) Obtenido de <http://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadisticas/>

Coughlin, R. F., & Driscoll, F. F. (1993). *Amplificadores operacionales y circuitos integrados lineales* (Cuarta ed.). México: Prentice-Hall.

Criswell, E. (2011). *Cram's introduction to surface electromyography* (Second ed.). United States: Jones & Bartlett Publishers, LLC.

Desarrollo, S. N. (2013). *Plan Nacional para el Buen Vivir 2013-2017*. Quito.

Dignani, J. P. (2011). *ANÁLISIS DEL PROTOCOLO ZIGBEE*.

Dignani, J. P. (2011). *ANÁLISIS DEL PROTOCOLO ZIGBEE*.

Dr. Roberto Hernández Sampieri, D. C. (2010). *METODOLOGÍA de la investigación* (Quinta edición ed.). México: McGRAW-HILL.

- Dr. Roberto Hernández Sampieri, D. C. (2010). *METODOLOGÍA de la investigación* (Quinta edición ed.). México: McGRAW-HILL.
- Enderle, J. D., & Bronzino, J. D. (2012). *Introduction to biomedical engineering* (Third ed.). United States: Elsevier Inc.
- F. Cadena, J. S. (2015). Acquisition and Conditioning of Electromyographic Signals for Prosthetic Legs. *Acquisition and Conditioning of Electromyographic Signals for Prosthetic Legs*. Ibarra, Ecuador.
- F.Cadena, M. (2015). *TARJETA DE ACONDICIONAMIENTO PARA PRÓTESIS DE RODILLA ACCIONADA POR SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS*. Ibarra.
- Ferreira, J. C. (2008). *MICROCONTROLADORES Motorola-Freescale*. México: Alfaomega.
- Forgach, J. A. (junio de 2010). Un complemento al teorema de Nyquist. *Un complemento al teorema de Nyquist*.
- García, E. (2008). *Compilador C CCS Y simulador PROTEUS para microcontroladores PIC*. México.
- González, I. A. (2010). *DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SISTEMA PARA LA DETECCIÓN DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS*. Mérida, Yucatán.
- Incorporated, T. I. (2004). hoja de datos técnicos LM7805.
- Incorporated, T. I. (2015). Hoja de datos técnico LM1117-N/LM1117I.
- Ing. Gonzalo Tejera, I. C. (2003). *Funcionamiento de microcontroladores*.

INTERFERENCIA ELECTROMAGNETICA EN SISTEMA ELECTRÓNICOS DE POTENCIA. (s.f.).

Javier Martín Moreno, D. R. (2007). *Protocolo ZigBee (IEEE 802.15.4)*.

JOHN D. ENDERLE, J. D. (2012). *INTRODUCTION TO BIOMEDICAL ENGINEERING*.

John Wiley & Sons, I. H. (2006). *ENCYCLOPEDIA OF MEDICAL DEVICES AND INSTRUMENTATION* (Segunda Edición ed.). Canada.

Jr., R. J. (2003). *COMUNICACIONES INALÁMBRICAS DE BANDA ANCHA*. Madrid.

Juan Enrique Argüelles Morales, L. B. (2011). *DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE MÉXICO, D.F.*

Juan Pablo Sevilla Martín, P. G. (2006). *COMUNICACIÓN ENTRE DISPOSITIVOS BLUETOOTH*.

KARINA ETELVINA TUTILLO TAPE, N. R. (2015). *DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN ELECTROESTIMULADOR Y ELECTROMIOGRAMA CON COMUNICACIÓN INALÁMBRICA PARA LA DETECCIÓN Y TRATAMIENTO DE ENFERMEDADES NEUROMUSCULARES*. LATACUNGA.

Mancini, R. (2002). *Op Amps For Everyone. Design Reference*. Dallas, Texas: Texas Instruments.

MSc., I. A. (s.f.). *Redes WPAN*.

Navarro, D. A. (2008). *Monitor EMG con conexión*. Barcelona.

Navarro, D. A. (2008). *Monitor EMG con conexión*.

- Oyarce, A. (2010). *XBEE Series 1*. Santiago, Chile.
- Pendenza, R. R. (s.f.). *SISTEMA MUSCULAR EN EJERCICIO* .
- Plaza, J. C. (2010). *Sistema inalámbrico y multicanal para monitorización de señales biológicas en tiempo real*.
- QUE ES COMUNICACIÓN SERIAL SINCRONA Y ASINCRONA*. (2015).
- Quesada, R. C. (2008). *Digitalizador de señales de banda base compleja utilizando el TMS320VC5416 DSK*. Costa Rica.
- Ricapa, F. C. (2013). *Desarrollo de un sistema para la evaluación de la actividad muscular mediante electrodos de superficie*. LIMA.
- Sedra, A. S., & Smith, K. C. (2002). *Circuitos microelectrónicos* (Cuarta ed.). México: Oxford University Press.
- SENIAM. (2015). *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*. Recuperado el 06 de Enero de 2015, de <http://www.seniam.org/>
- SENIAM. (2016). Obtenido de <http://www.seniam.org/>
- Soto, D. L. (2008). *Desarrollo histórico y fundamentos teóricos de la electromiografía como medio diagnóstico*.
- Technology, M. (2006). PIC18F2455/2550/4455/4550 Data Sheet.

MANUAL DE OPERACIÓN

El manual indica el modo de operación del prototipo banda de muslo para su correcto funcionamiento, ya que el uso inadecuado del prototipo puede afectar el rendimiento y en algunas ocasiones causar daños al mismo.

El contenido del manual es el siguiente:

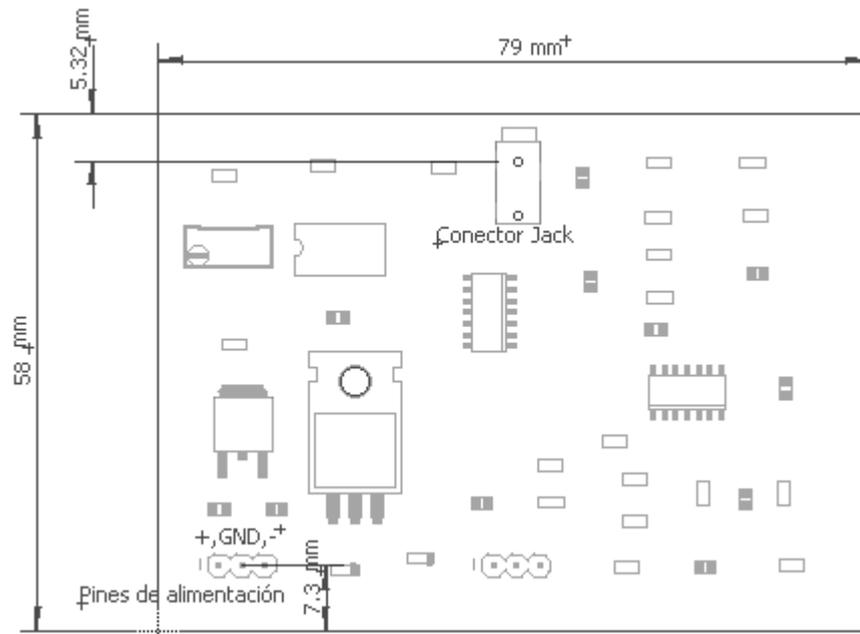
- Advertencias de seguridad.
- Dimensiones del circuito.
- Descripción de las partes del prototipo.
- Especificaciones eléctricas.
- Instrucciones de uso.



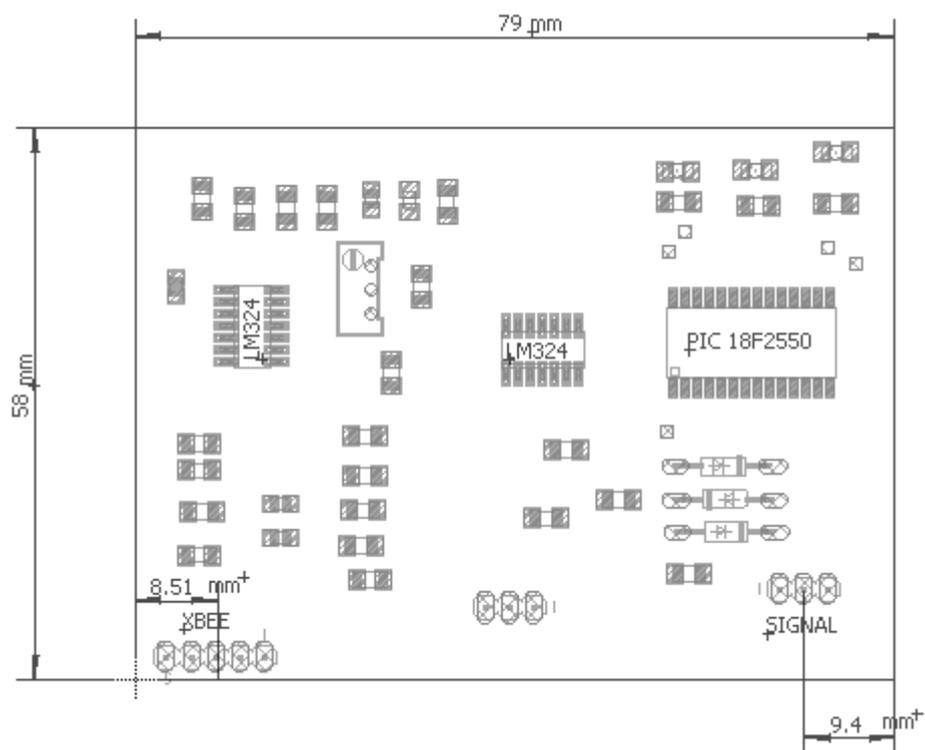
Advertencias de seguridad

- ✓ La construcción del prototipo banda de muslo es de uso exclusivo para señales EMG producidas por las extremidades inferiores.
- ✓ Se debe tener cuidado con el dispositivo de comunicación inalámbrica XBee S1 que se encuentra en la banda.
- ✓ Los cables de los electrodos deben ser del mismo tipo para obtener una mejor calidad de la señal.
- ✓ No tocar el sistema de acondicionamiento y envío inalámbrico con las manos mojadas o permitir el contacto con sustancias líquidas bajo ningún concepto.
- ✓ Las baterías con las que funciona el sistema son de 9v por ningún motivo se debe ocupar otro tipo de baterías que tengan mayor voltaje o menor voltaje, ya que se podría averiar el sistema.
- ✓ Mientras está en funcionamiento evitar el contacto con las baterías de alimentación del sistema.
- ✓ No exponga el prototipo banda de muslo a impactos o daños físicos.
- ✓ Para abrir el dispositivo debe ser realizado por un profesional en el tema.

Dimensiones de la tarjeta del sistema y de la distribución de pines y puerto de entrada.

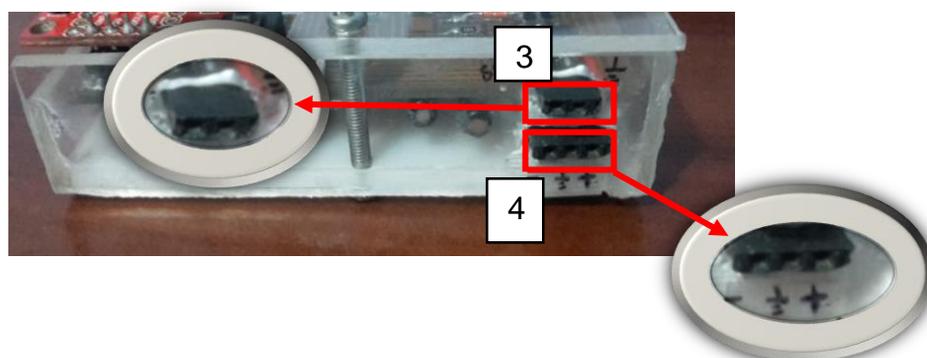
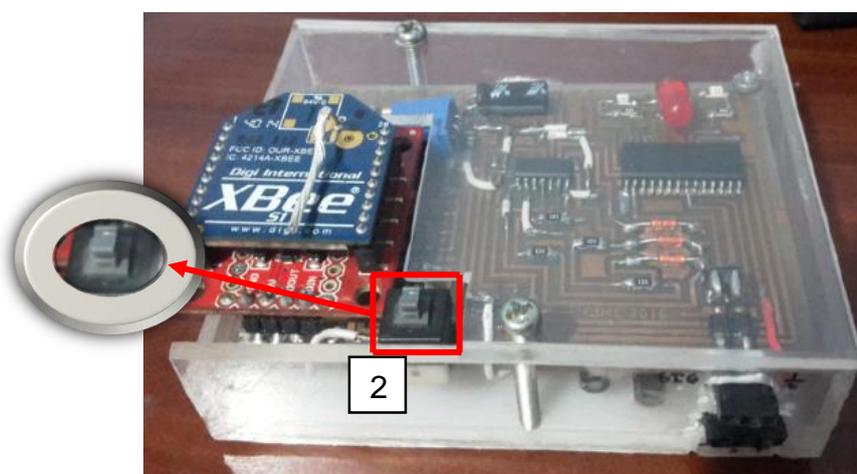
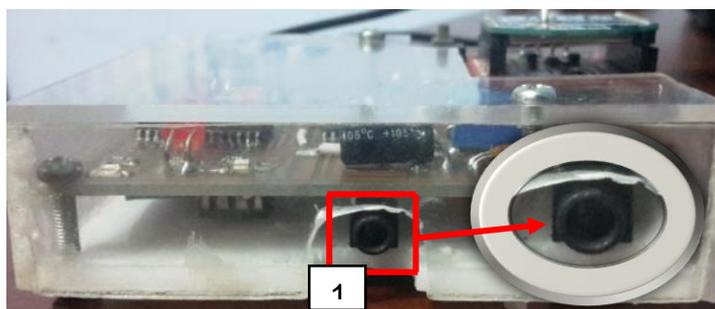


Dimensiones de la placa del sistema capa superior.



Dimensiones de la placa del sistema capa inferior.

Descripción de las partes del sistema.



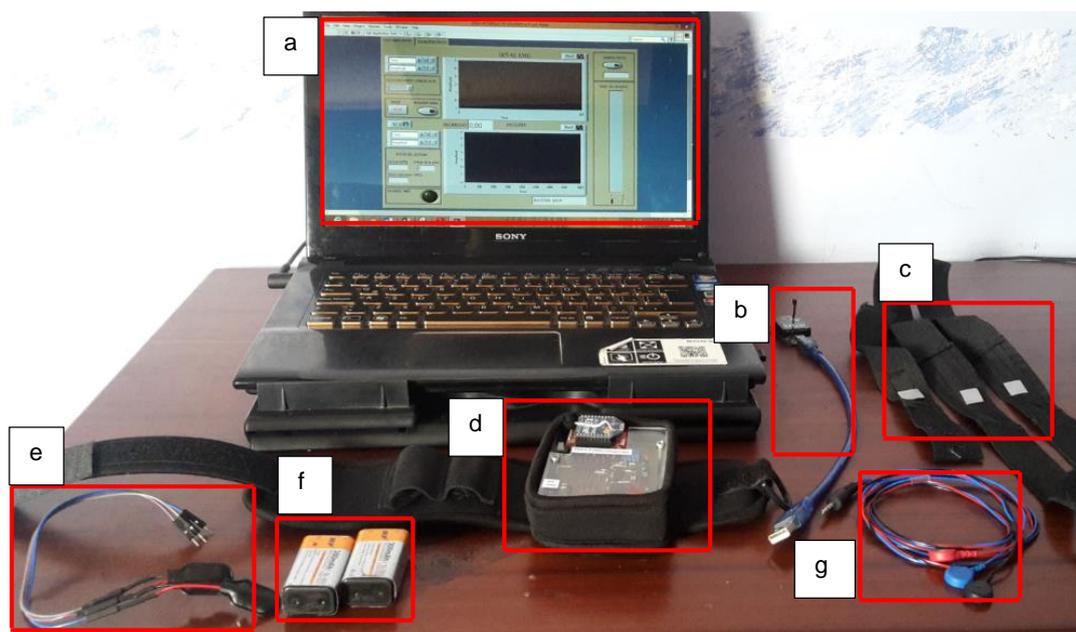
Número	Nombre	Descripción
1	Puerto de entrada	Conector Jack 3.5mm hembra para conexión de electrodos.
2	Pulsador	Pulsador en cual inicia la comunicación inalámbrica o la detiene si se desea.
3	Señal de salida	Señal de salida para conectar en un osciloscopio o algún equipo de medición.

4	Pines de alimentación	+VCC de la fuente dual de las baterías 9v, GND de la fuente dual de las baterías de 9v, -VEE de la fuente dual de las baterías de 9v.
---	-----------------------	---

Especificaciones eléctricas.

Parámetro	Min.	Tip.	Máx.
Voltaje de la fuente de alimentación	± 7 V	± 9 V	± 10 V
Voltaje de la señal de salida	0V	--	5v

Antes de indicar el modo de uso del prototipo se debe conocer y tener en cuenta todos los componentes necesarios para poner en funcionamiento el mismo.



- a) Computador para observar la señales de estudio.
- b) Módulo XBee S1 que conecta a la PC.
- c) Electrodo de acero inoxidable.
- d) Sistema de acondicionamiento y envío inalámbrico de las señales EMG ubicada en la banda de muslo.
- e) Conectores de las baterías.
- f) Baterías 9v -300mA (cargadas).
- g) Cable de conexión para los electrodos.

Instrucciones de uso.

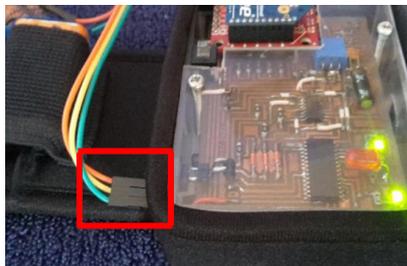
1. Preparación de la piel, es necesario rasurar el área del músculo de donde se adquirirá las señales EMG, después se debe limpiar la piel con alcohol para eliminar las impurezas que existen.



2. Ubicar los electrodos en el músculo de estudio para ello se debe seguir las recomendaciones de la SENIAM.



3. Conectar los cables de alimentación al sistema. Al momento de conectar la alimentación se encender los dos leds verdes indicando así que el sistema esta encendido y listo para usarse.



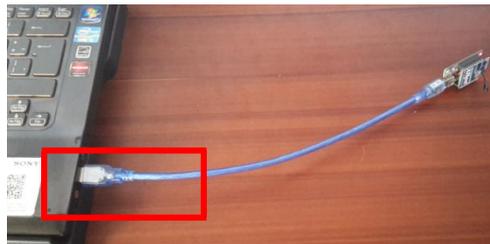
4. . Colocar el prototipo banda de muslo en la pierna



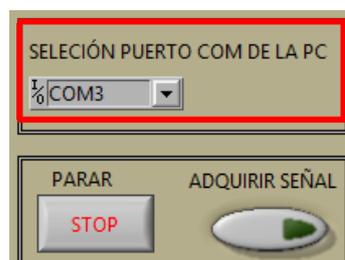
5. Conectar los cables de transmisión de señal al prototipo, los cables tienen un orden de colocación, el cable rojo y azul se conectan en el músculo de interés mientras que el de color negro se le conecta al electrodo de referencia.



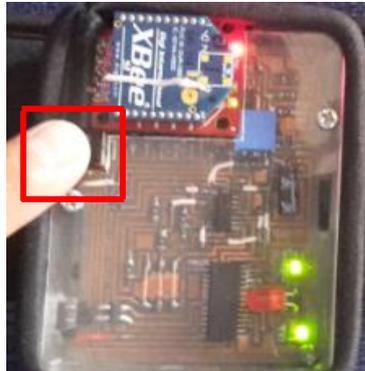
6. Se conecta el módulo XBee S1 al puerto de la computadora.



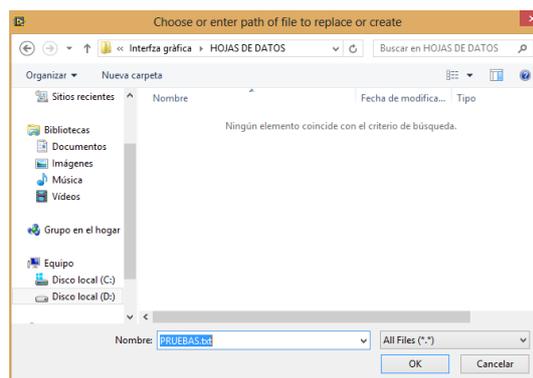
7. Doble clic el programa y se debe selecciona el puerto COM que nos genera el programa.



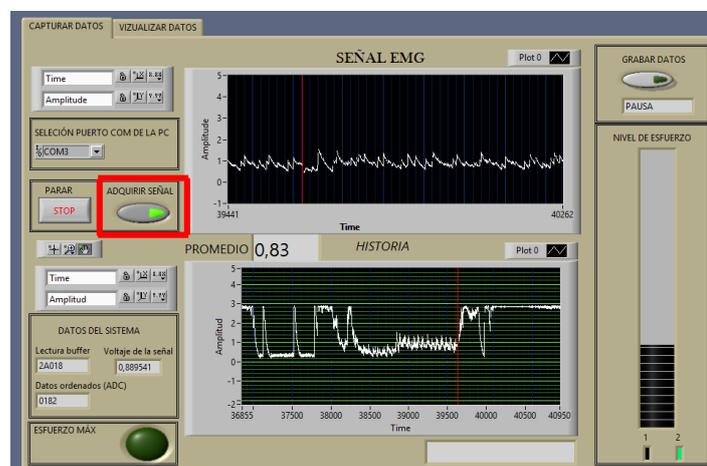
8. Se debe encender la comunicación inalámbrica con el pulsador que se encuentra en el prototipo. Seguidamente se encenderá una luz roja en el módulo XBee que indica que está en funcionamiento.



9. Se ejecuta el programa, rápidamente pide que guarde un archivo TXT para guardar los datos. Se coloca un nombre.



10. Se pulsa el botón adquirir señal en la interfaz gráfica, y listo.



ANEXOS ANEXO 1

REGULADOR DE VOLTAJE LM7805



uA7805, uA7808, uA7810
uA7812, uA7815, uA7824

SLV8056P – MAY 1976 – REVISED JANUARY 2015

μA78xx Fixed Positive Voltage Regulators

1 Features

- 3-Terminal Regulators
- Available in fixed 5-V/8-V/10-V/12-V/15-V/24-V options
- Output Current up to 1.5 A
- Internal Thermal-Overload Protection
- High Power-Dissipation Capability
- Internal Short-Circuit Current Limiting
- Output Transistor Safe-Area Compensation
- Output Capacitor Not Needed for Stability

2 Applications

- On-card Regulation
- Portable Devices
- Computing & Servers
- Telecommunications

3 Description

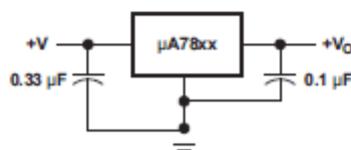
This series of fixed-voltage integrated-circuit voltage regulators is designed for a wide range of applications. These applications include on-card regulation for elimination of noise and distribution problems associated with single-point regulation. Each of these regulators can deliver up to 1.5 A of output current. The internal current-limiting and thermal-shutdown features of these regulators essentially make them immune to overload. In addition to use as fixed-voltage regulators, these devices can be used with external components to obtain adjustable output voltages and currents, and also can be used as the power-pass element in precision regulators.

Device Information⁽¹⁾

PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
μA78xx	TO-220 (3)	10.16 mm x 8.82 mm
	TO-220 (3)	10.16 mm x 8.82 mm
	TO-263 (3)	10.06 mm x 9.02 mm

(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the data sheet.

4 Simplified Schematic



7.5 Electrical Characteristics — uA7805

at specified virtual junction temperature, $V_I = 10$ V, $I_O = 500$ mA (unless otherwise noted)

PARAMETER	TEST CONDITIONS	T_J ⁽¹⁾	μA7805C			UNIT
			MIN	TYP	MAX	
Output voltage	$I_O = 5$ mA to 1 A, $V_I = 7$ V to 20 V, $P_D \leq 15$ W	25°C	4.8	5	5.2	V
		0°C to 125°C	4.75		5.25	
Input voltage regulation	$V_I = 7$ V to 25 V	25°C	3		100	mV
	$V_I = 8$ V to 12 V		1		50	
Ripple rejection ⁽²⁾	$V_I = 8$ V to 12 V, $f = 120$ Hz	0°C to 125°C	62	78		dB
	$V_I = 8$ V to 12 V, $f = 120$ Hz (KCT)		68			
Output voltage regulation	$I_O = 5$ mA to 1.5 A	25°C	15		100	mV
	$I_O = 250$ mA to 750 mA		5		50	
Output resistance	$f = 1$ kHz	0°C to 125°C	0.017		Ω	
Temperature coefficient of output voltage	$I_O = 5$ mA	0°C to 125°C	-1.1		mV/°C	
Output noise voltage	$f = 10$ Hz to 100 kHz	25°C	40		μV	
Dropout voltage	$I_O = 1$ A	25°C	2		V	
Bias current		25°C	4.2		8	mA
Bias current change	$V_I = 7$ V to 25 V	0°C to 125°C			1.3	mA
	$I_O = 5$ mA to 1 A				0.5	
Short-circuit output current		25°C	750		mA	
Peak output current		25°C	2.2		A	

(1) Pulse-testing techniques maintain the junction temperature as close to the ambient temperature as possible. Thermal effects must be taken into account separately. All characteristics are measured with a 0.33-μF capacitor across the input and a 0.1-μF capacitor across the output.

(2) This parameter is validated by design and verified during product characterization. It is not tested in production.

ANEXO 2

REGULADOR DE VOLTAJE LM7905



LM7905, LM7912, LM7915

www.ti.com

SNOSBQ7C – JUNE 1999 – REVISED MAY 2013

LM79XX Series 3-Terminal Negative Regulators

Check for Samples: LM7905, LM7912, LM7915

FEATURES

- Thermal, Short Circuit and Safe Area Protection
- High Ripple Rejection
- 1.5A Output Current
- 4% Tolerance on Preset Output Voltage

DESCRIPTION

The LM79XX series of 3-terminal regulators is available with fixed output voltages of $-5V$, $-12V$, and $-15V$. These devices need only one external component—a compensation capacitor at the output. The LM79XX series is packaged in the TO-220 power package and is capable of supplying 1.5A of output current.

These regulators employ internal current limiting safe area protection and thermal shutdown for protection against virtually all overload conditions.

Low ground pin current of the LM79XX series allows output voltage to be easily boosted above the preset value with a resistor divider. The low quiescent current drain of these devices with a specified maximum change with line and load ensures good regulation in the voltage boosted mode.

For applications requiring other voltages, see LM137 datasheet.

Connection Diagram

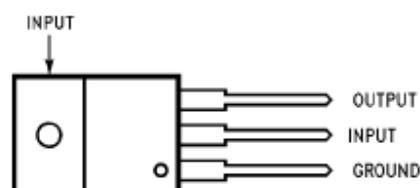
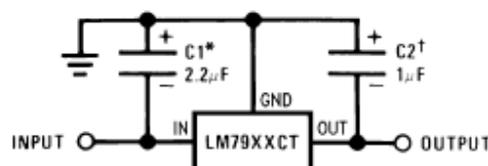


Figure 1. TO-220 Package Front View
See Package Number NDE0003B

Typical Applications



*Required if regulator is separated from filter capacitor by more than 3". For value given, capacitor must be solid tantalum. 25µF aluminum electrolytic may be substituted.

†Required for stability. For value given, capacitor must be solid tantalum. 25µF aluminum electrolytic may be substituted. Values given may be increased without limit.

For output capacitance in excess of 100µF, a high current diode from input to output (1N4001, etc.) will protect the regulator from momentary input shorts.

Figure 2. Fixed Regulator



Please be aware that an important notice concerning availability, standard warranty, and use in critical applications of Texas Instruments semiconductor products and disclaimers thereto appears at the end of this data sheet.

All trademarks are the property of their respective owners.

PRODUCTION DATA information is current as of publication date. Products conform to specifications per the terms of the Texas Instruments standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.

Copyright © 1999–2013, Texas Instruments Incorporated

LM7905, LM7912, LM7915



SNOSBQ7C – JUNE 1999 – REVISED MAY 2013

www.ti.com



These devices have limited built-in ESD protection. The leads should be shorted together or the device placed in conductive foam during storage or handling to prevent electrostatic damage to the MOS gates.

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS⁽¹⁾

Input Voltage ($V_O = -5V$)	-25V
($V_O = -12V$ and $-15V$)	-35V
Input-Output Differential ($V_O = -5V$)	25V
($V_O = -12V$ and $-15V$)	30V
Power Dissipation ⁽²⁾	Internally Limited
Operating Junction Temperature Range	0°C to +125°C
Storage Temperature Range	-65°C to +150°C
Lead Temperature (Soldering, 10 sec.)	230°C

(1) Absolute Maximum Ratings indicate limits beyond which damage to the device may occur. Operating Ratings indicate conditions for which the device is intended to be functional, but do not ensure Specific Performance limits. For ensured specifications and test conditions, see the Electrical Characteristics.

(2) Refer to [DESIGN CONSIDERATIONS](#) for details.

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

Conditions unless otherwise noted: $I_{OUT} = 500mA$, $C_{IN} = 2.2\mu F$, $C_{OUT} = 1\mu F$, $0^\circ C \leq T_J \leq +125^\circ C$, Power Dissipation $\leq 1.5W$.

Part Number		LM7905C			Units
Output Voltage		-5V			
Input Voltage (unless otherwise specified)		-10V			
Symbol	Parameter	Conditions	Min	Typ	Max
V_O	Output Voltage	$T_J = 25^\circ C$	-4.8	-5.0	-5.2
		$5mA \leq I_{OUT} \leq 1A$, $P \leq 1.5W$	-4.75		-5.25
ΔV_O	Line Regulation	$T_J = 25^\circ C$, ⁽¹⁾		8	50
ΔV_O	Load Regulation	$T_J = 25^\circ C$, ⁽¹⁾			
		$5mA \leq I_{OUT} \leq 1.5A$ $250mA \leq I_{OUT} \leq 750mA$		15	100
				5	50
I_Q	Quiescent Current	$T_J = 25^\circ C$		1	2
ΔI_Q	Quiescent Current Change	With Line			0.5
		With Load, $5mA \leq I_{OUT} \leq 1A$			0.5
V_n	Output Noise Voltage Ripple Rejection	$T_A = 25^\circ C$, $10Hz \leq f \leq 100Hz$ $f = 120Hz$	54	125	66
	Dropout Voltage	$T_J = 25^\circ C$, $I_{OUT} = 1A$		1.1	
I_{OMAX}	Peak Output Current	$T_J = 25^\circ C$		2.2	
	Average Temperature Coefficient of Output Voltage	$I_{OUT} = 5mA$, $0^\circ C \leq T_J \leq 100^\circ C$		0.4	

(1) Regulation is measured at a constant junction temperature by pulse testing with a low duty cycle. Changes in output voltage due to heating effects must be taken into account.

ANEXO 3

AMPLIFICADOR OPERACIONAL LM324N

LM124-N, LM224-N
LM2902-N, LM324-N

SNOSC16D – MARCH 2000 – REVISED JANUARY 2015

LMx24-N, LM2902-N Low-Power, Quad-Operational Amplifiers

1 Features

- Internally Frequency Compensated for Unity Gain
- Large DC Voltage Gain 100 dB
- Wide Bandwidth (Unity Gain) 1 MHz (Temperature Compensated)
- Wide Power Supply Range:
 - Single Supply 3 V to 32 V
 - or Dual Supplies ± 1.5 V to ± 16 V
- Very Low Supply Current Drain (700 μ A) —Essentially Independent of Supply Voltage
- Low Input Biasing Current 45 nA (Temperature Compensated)
- Low Input Offset Voltage 2 mV and Offset Current: 5 nA
- Input Common-Mode Voltage Range Includes Ground
- Differential Input Voltage Range Equal to the Power Supply Voltage
- Large Output Voltage Swing 0 V to $V^+ - 1.5$ V
- **Advantages:**
 - Eliminates Need for Dual Supplies
 - Four Internally Compensated Op Amps in a Single Package
 - Allows Direct Sensing Near GND and V_{OUT} also Goes to GND
 - Compatible With All Forms of Logic
 - Power Drain Suitable for Battery Operation
 - In the Linear Mode the Input Common-Mode Voltage Range Includes Ground and the Output Voltage
 - Can Swing to Ground, Even Though Operated from Only a Single Power Supply Voltage
 - Unity Gain Cross Frequency is Temperature Compensated
 - Input Bias Current is Also Temperature Compensated

2 Applications

- Transducer Amplifiers
- DC Gain Blocks
- Conventional Op Amp Circuits

3 Description

The LM124-N series consists of four independent, high-gain, internally frequency compensated operational amplifiers designed to operate from a single power supply over a wide range of voltages. Operation from split-power supplies is also possible and the low-power supply current drain is independent of the magnitude of the power supply voltage.

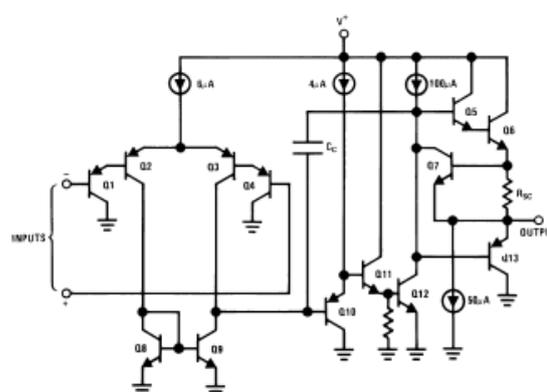
Application areas include transducer amplifiers, DC gain blocks and all the conventional op amp circuits which now can be more easily implemented in single power supply systems. For example, the LM124-N series can directly operate off of the standard 5-V power supply voltage which is used in digital systems and easily provides the required interface electronics without requiring the additional ± 15 V power supplies.

Device Information⁽¹⁾

PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
LM124-N	CDIP (14)	19.56 mm \times 6.67 mm
LM224-N		
LM324-N	CDIP (14)	19.56 mm \times 6.67 mm
	PDIP (14)	19.177 mm \times 6.35 mm
	SOIC (14)	8.65 mm \times 3.91 mm
	TSSOP (14)	5.00 mm \times 4.40 mm
LM2902-N	PDIP (14)	19.177 mm \times 6.35 mm
	SOIC (14)	8.65 mm \times 3.91 mm
	TSSOP (14)	5.00 mm \times 4.40 mm

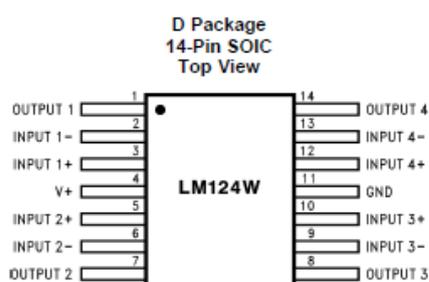
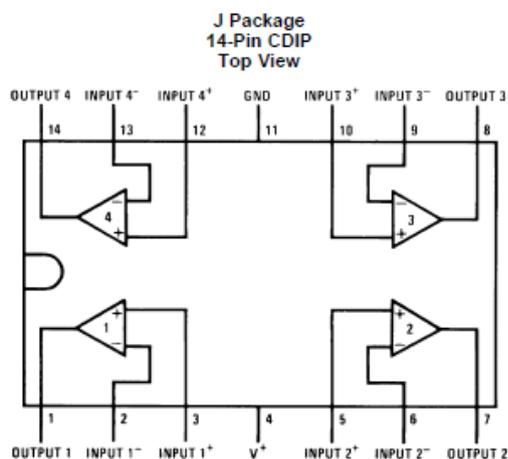
(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the datasheet.

Schematic Diagram



An IMPORTANT NOTICE at the end of this data sheet addresses availability, warranty, changes, use in safety-critical applications, intellectual property matters and other important disclaimers. PRODUCTION DATA.

5 Pin Configuration and Functions



Pin Functions

PIN		TYPE	DESCRIPTION
NAME	NO.		
OUTPUT1	1	O	Output, Channel 1
INPUT1-	2	I	Inverting Input, Channel 1
INPUT1+	3	I	Noninverting Input, Channel 1
V+	4	P	Positive Supply Voltage
INPUT2+	5	I	Nonverting Input, Channel 2
INPUT2-	6	I	Inverting Input, Channel 2
OUTPUT2	7	O	Output, Channel 2
OUTPUT3	8	O	Output, Channel 3
INPUT3-	9	I	Inverting Input, Channel 3
INPUT3+	10	I	Noninverting Input, Channel 3
GND	11	P	Ground or Negative Supply Voltage
INPUT4+	12	I	Noninverting Input, Channel 4
INPUT4-	13	I	Inverting Input, Channel 4
OUTPUT4	14	O	Output, Channel 4

ANEXO 4

PIC18F2550


MICROCHIP PIC18F2455/2550/4455/4550
**28/40/44-Pin, High-Performance, Enhanced Flash,
USB Microcontrollers with nanoWatt Technology**
Universal Serial Bus Features:

- USB V2.0 Compliant
- Low Speed (1.5 Mb/s) and Full Speed (12 Mb/s)
- Supports Control, Interrupt, Isochronous and Bulk Transfers
- Supports up to 32 Endpoints (16 bidirectional)
- 1-Kbyte Dual Access RAM for USB
- On-Chip USB Transceiver with On-Chip Voltage Regulator
- Interface for Off-Chip USB Transceiver
- Streaming Parallel Port (SPP) for USB streaming transfers (40/44-pin devices only)

Power-Managed Modes:

- Run: CPU on, peripherals on
- Idle: CPU off, peripherals on
- Sleep: CPU off, peripherals off
- Idle mode currents down to 5.8 μ A typical
- Sleep mode currents down to 0.1 μ A typical
- Timer1 Oscillator: 1.1 μ A typical, 32 kHz, 2V
- Watchdog Timer: 2.1 μ A typical
- Two-Speed Oscillator Start-up

Flexible Oscillator Structure:

- Four Crystal modes, including High Precision PLL for USB
- Two External Clock modes, up to 48 MHz
- Internal Oscillator Block:
 - 8 user-selectable frequencies, from 31 kHz to 8 MHz
 - User-tunable to compensate for frequency drift
- Secondary Oscillator using Timer1 @ 32 kHz
- Dual Oscillator options allow microcontroller and USB module to run at different clock speeds
- Fail-Safe Clock Monitor:
 - Allows for safe shutdown if any clock stops

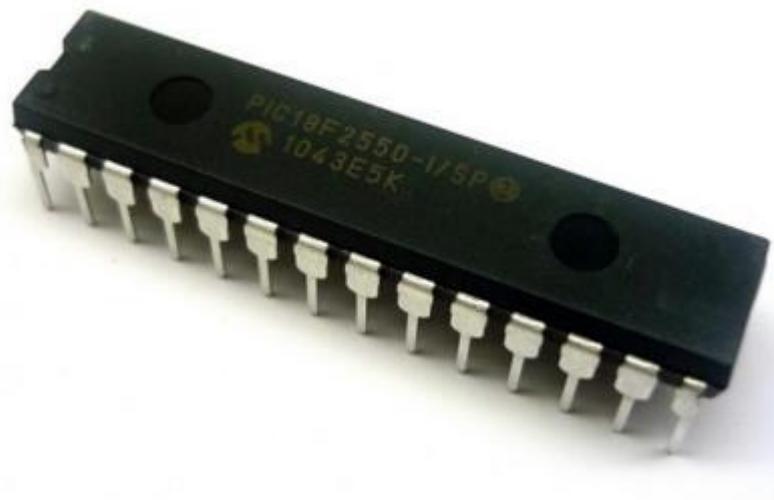
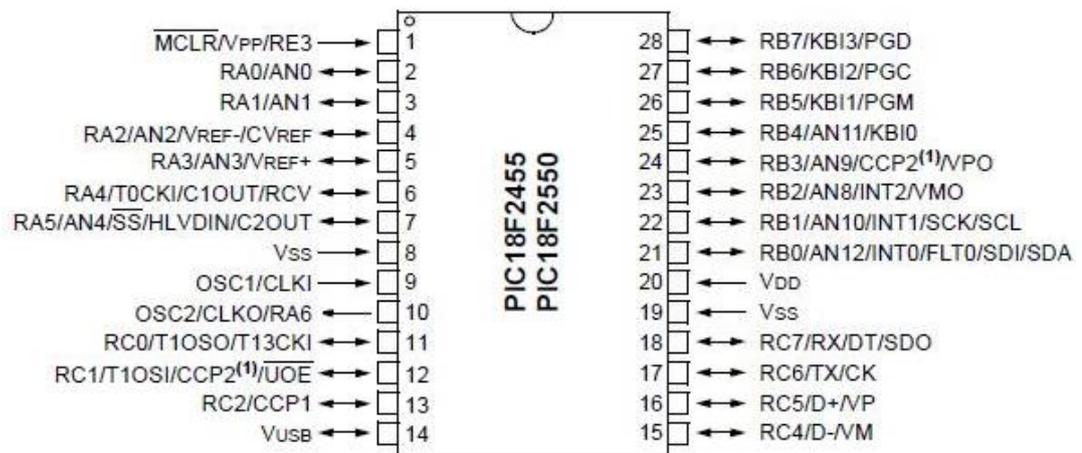
Peripheral Highlights:

- High-Current Sink/Source: 25 mA/25 mA
- Three External Interrupts
- Four Timer modules (Timer0 to Timer3)
- Up to 2 Capture/Compare/PWM (CCP) modules:
 - Capture is 16-bit, max. resolution 5.2 ns (TCY/16)
 - Compare is 16-bit, max. resolution 83.3 ns (TCY)
 - PWM output: PWM resolution is 1 to 10-bit
- Enhanced Capture/Compare/PWM (ECCP) module:
 - Multiple output modes
 - Selectable polarity
 - Programmable dead time
 - Auto-shutdown and auto-restart
- Enhanced USART module:
 - LIN bus support
- Master Synchronous Serial Port (MSSP) module supporting 3-wire SPI (all 4 modes) and I²C™ Master and Slave modes
- 10-bit, up to 13-channel Analog-to-Digital Converter module (A/D) with Programmable Acquisition Time
- Dual Analog Comparators with Input Multiplexing

Special Microcontroller Features:

- C Compiler Optimized Architecture with optional Extended Instruction Set
- 100,000 Erase/Write Cycle Enhanced Flash Program Memory typical
- 1,000,000 Erase/Write Cycle Data EEPROM Memory typical
- Flash/Data EEPROM Retention: > 40 years
- Self-Programmable under Software Control
- Priority Levels for Interrupts
- 8 x 8 Single-Cycle Hardware Multiplier
- Extended Watchdog Timer (WDT):
 - Programmable period from 41 ms to 131s
- Programmable Code Protection
- Single-Supply 5V In-Circuit Serial Programming™ (ICSP™) via two pins
- In-Circuit Debug (ICD) via two pins
- Optional dedicated ICD/ICSP port (44-pin devices only)
- Wide Operating Voltage Range (2.0V to 5.5V)

Device	Program Memory		Data Memory		I/O	10-Bit A/D (ch)	CCP/ECCP (PWM)	SPP	MSSP		EAUSART	Comparators	Timers 8/16-Bit
	Flash (bytes)	# Single-Word Instructions	SRAM (bytes)	EEPROM (bytes)					SPI	Master I ² C™			
PIC18F2455	24K	12288	2048	256	24	10	2/0	No	Y	Y	1	2	1/3
PIC18F2550	32K	16384	2048	256	24	10	2/0	No	Y	Y	1	2	1/3
PIC18F4455	24K	12288	2048	256	35	13	1/1	Yes	Y	Y	1	2	1/3
PIC18F4550	32K	16384	2048	256	35	13	1/1	Yes	Y	Y	1	2	1/3



ANEXO 5

XBEE S1

Detalles		XBEE 802.15.4 (Series 1)	
		Funciones	
Tasa de datos		254 Kbps	
Rango recinto interior		30 m	
Rango línea de visión		100 m	
Potencia de Transmisión		1 mW (+0 dBm)	
Sensibilidad del receptor (1% PER ⁷)		-92 dBm	
		Características	
Interfaz de Datos Serial		3.3V CMOS UART	
Métodos de Configuración		Comandos AT o API, local o sobre el aire.	
Banda de frecuencia		2.4 GHz	
Inmunidad a la interferencia		DSSS (Direct Sequence Spread Spread Spectrum)	
Tasa de Comunicación Serial		1200 bps a 250 Kbps	
Convertidores ADC		Convertidores de 10 bit (hasta 7 disponibles). ⁸	
I/O Digitales		Hasta 8 disponibles.	
PWM (Pulse Width Modulation)		Hasta 2 disponibles.	
Opciones de Antena		Chip, Wire Chip, U.FL y RPSMA.	
		Redes y Seguridad.	
Encriptación		128 bits	
Entrega confiable de paquetes.		Retries/Acknowledgments (Reintentos/ aviso de recibo de paquetes)	
ID's y canales.		PAN ID (personal Area Network), 64-bit IEEE MAC, 16 canales.	
		Requerimientos de poder	
Voltaje de Alimentación		2.8 a 3.4 Vdc	
Corriente al transmitir.		45 mA @ 3.3 Vdc	
Corriente al recibir.		50 mA @ 3.3 Vdc	
Corriente de apagado.		<10uA @ 25 °C	
		Regulaciones aprobadas.	
FCC (USA)		OUR-XBEE	
IC (Canadá)		4214A-XBEE	
ETSI (Europa)		Si	
C-TICK Australia		Si	
Telec (Japón)		Si	

Tabla N° 9-1 Especificaciones Técnicas.

⁷ Packet Error Radio (Tasa de paquetes erróneos).

⁸ Pines compartidos entre las entradas/salidas digitales y analógicas.

ANEXO 6**CÓDIGO PIC**

```
#include <18F2550.h>

#device adc=10

#fuses NOPBADEN,NOMCLR,NOWDT,NOVREGEN,NOBROWNOUT,HS,NOLVP

#use delay(clock=20MHz)

#use rs232(baud=19200, xmit=PIN_C6,rcv=PIN_C7)//pines de comunicación serial

int16 v;

float voltaje;

#int_TIMER1

void control_envio(){

    set_timer1(61036);

    output_high(pin_b1);

    set_adc_channel(0);

    v=read_adc();

    printf("P%04Lu",v);

    output_low(pin_b1);

}
```

```
void main()

{

    setup_timer_1(t1_internal|t1_div_by_1);

    set_timer1(61036);

    setup_adc_ports(ALL_ANALOG);

    enable_interrupts(INT_TIMER1);

    enable_interrupts(GLOBAL);

    setup_adc(ADC_CLOCK_DIV_16);

    while (true)

    {

        if (voltaje>2.3){output_high(pin_b4);output_low(pin_b5);}

        if (voltaje<2.3){output_high(pin_b5);output_low(pin_b4);}

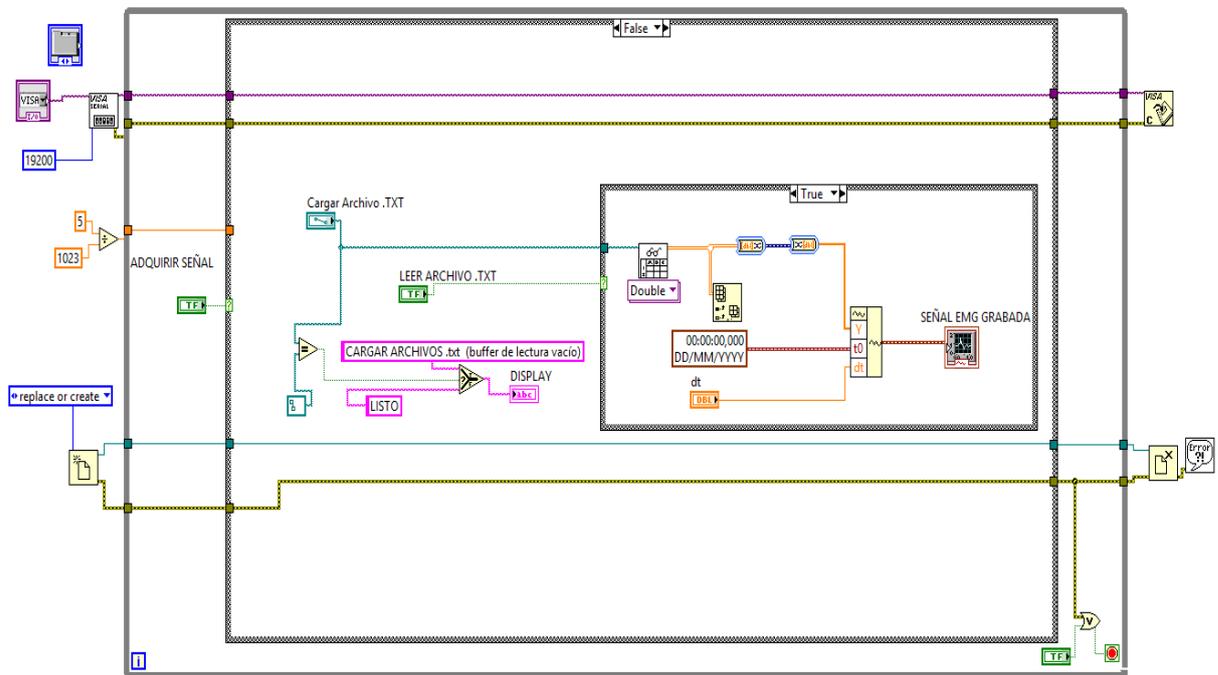
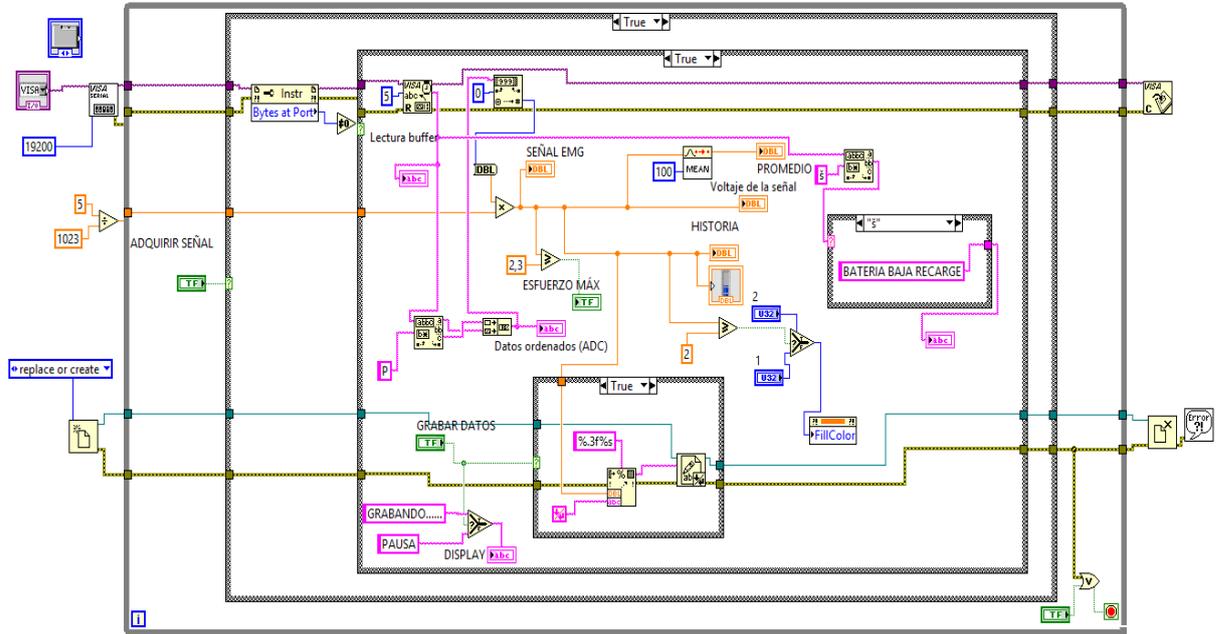
        voltaje=5.0*v/1024;

        output_high(pin_b3);

    }

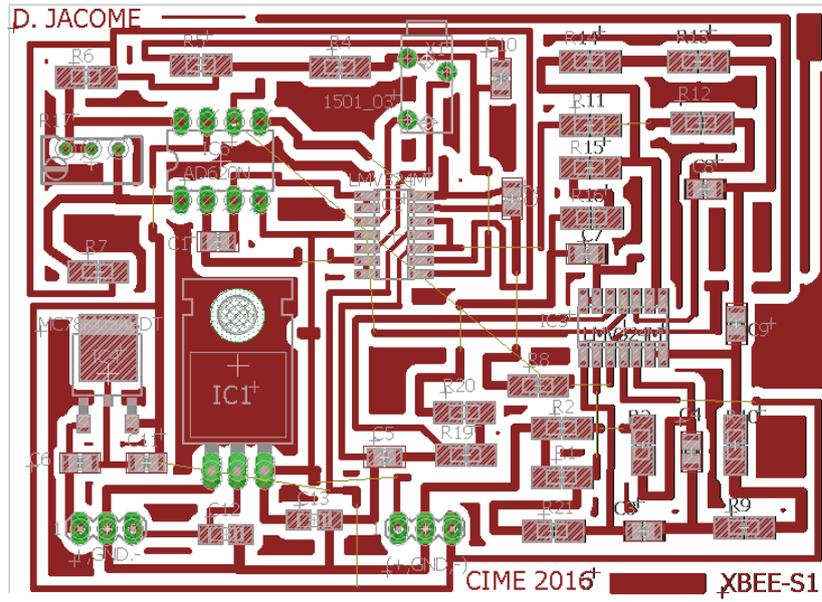
}
```

ANEXO 7 CÓDIGO LabVIEW

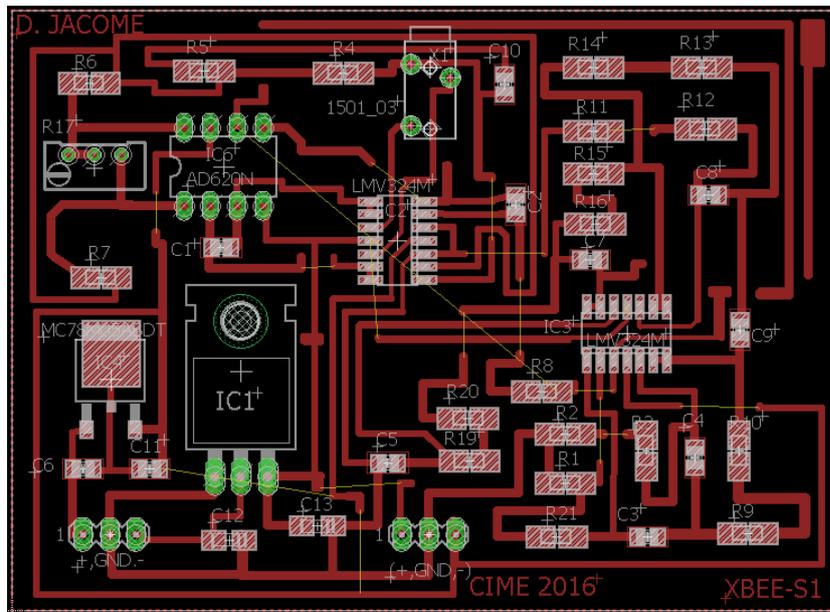


ANEXO 8

RUTEADO PLACA SUPERIOR

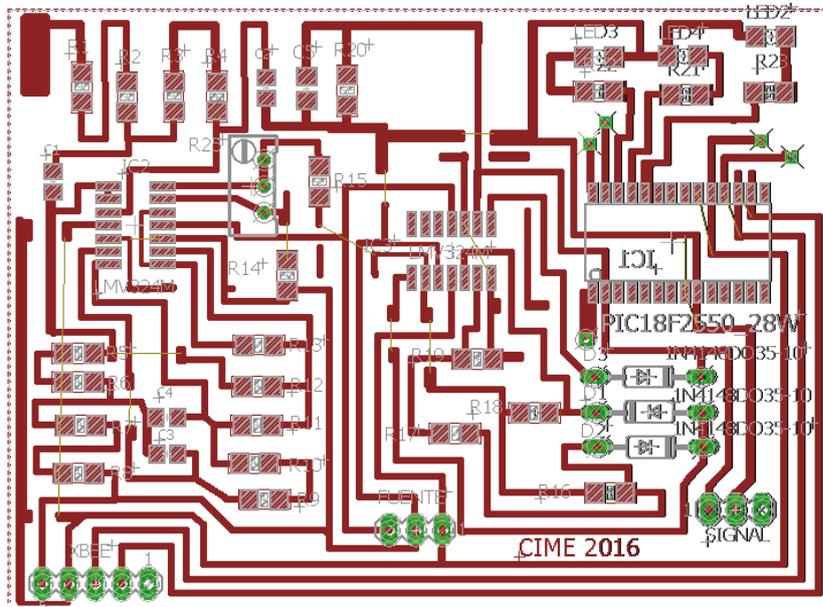


Distribución de los componentes

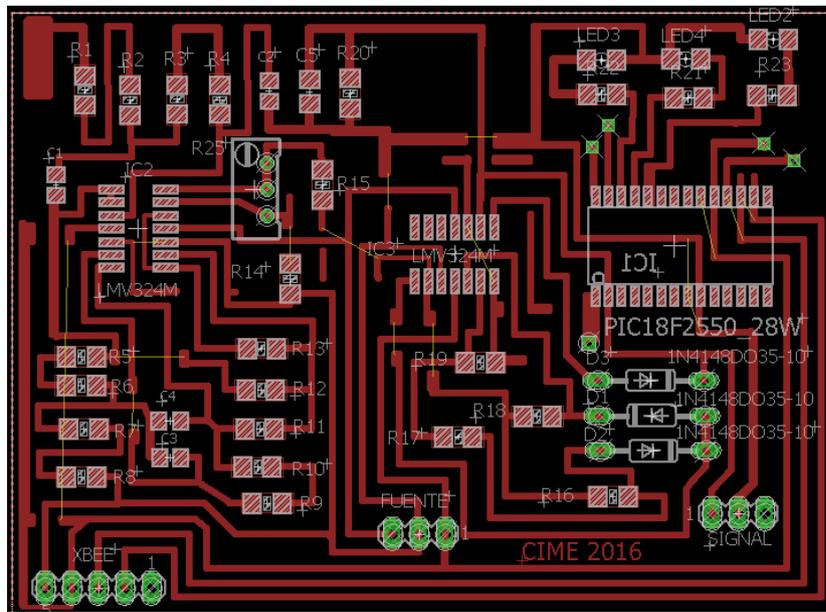


ANEXO 9

RUTEADO PLACA INFERIOR



Distribución de los componentes



ANEXO 10

AD620

AD620

THEORY OF OPERATION

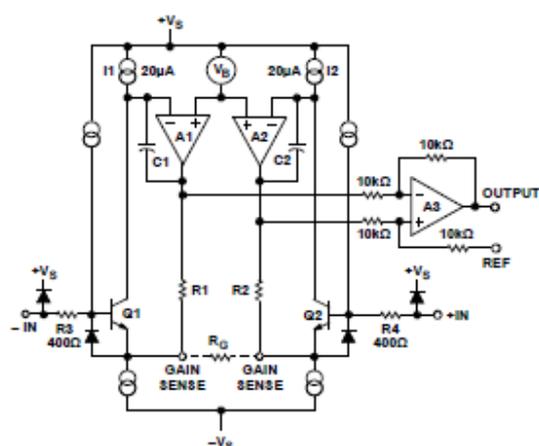


Figure 36. Simplified Schematic of AD620

The AD620 is a monolithic instrumentation amplifier based on a modification of the classic three op amp approach. Absolute value trimming allows the user to program gain *accurately* (to 0.15% at $G = 100$) with only one resistor. Monolithic construction and laser wafer trimming allow the tight matching and tracking of circuit components, thus ensuring the high level of performance inherent in this circuit.

The input transistors Q1 and Q2 provide a single differential-pair bipolar input for high precision (Figure 36), yet offer 10× lower input bias current thanks to Superbeta processing. Feedback through the Q1-A1-R1 loop and the Q2-A2-R2 loop maintains constant collector current of the input devices Q1 and Q2, thereby impressing the input voltage across the external gain setting resistor R_C . This creates a differential gain from the inputs to the A1/A2 outputs given by $G = (R_1 + R_2)/R_C + 1$. The unity-gain subtractor, A3, removes any common-mode signal, yielding a single-ended output referred to the REF pin potential.

The value of R_C also determines the transconductance of the preamp stage. As R_C is reduced for larger gains, the transconductance increases asymptotically to that of the input transistors. This has three important advantages: (a) Open-loop gain is boosted for increasing programmed gain, thus reducing gain related errors. (b) The gain-bandwidth product (determined by C1 and C2 and the preamp transconductance) increases with programmed gain, thus optimizing frequency response. (c) The input voltage noise is reduced to a value of 9 nV/√Hz, determined mainly by the collector current and base resistance of the input devices.

The internal gain resistors, R1 and R2, are trimmed to an absolute value of 24.7 kΩ, allowing the gain to be programmed accurately with a single external resistor.

The gain equation is then

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

$$R_C = \frac{49.4k\Omega}{G-1}$$