



FACULTAD DE INGENIERÍA Y ARQUITECTURA
ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

**SISTEMA PORTÁTIL DE MONITOREO DE SEÑALES
ELECTROMIOGRÁFICAS A TRAVÉS DE ELECTRODOS DE
SUPERFICIE**

**PRESENTADA POR
CARLOS JAIR BRIONES MANRIQUE**

ASESOR

**CHRISTIAN CARLOS DEL CARPIO DAMIÁN
GUILLERMO LEOPOLDO KEMPER VÁSQUEZ**

TESIS

PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE INGENIERO ELECTRÓNICO

LIMA – PERÚ

2020



CC BY-NC

Reconocimiento – No comercial

El autor permite transformar (traducir, adaptar o compilar) a partir de esta obra con fines no comerciales, y aunque en las nuevas creaciones deban reconocerse la autoría y no puedan ser utilizadas de manera comercial, no tienen que estar bajo una licencia con los mismos términos.

<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/>



USMP
UNIVERSIDAD DE
SAN MARTÍN DE PORRES

**FACULTAD DE
INGENIERÍA Y ARQUITECTURA**

ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

**SISTEMA PORTÁTIL DE MONITOREO DE SEÑALES
ELECTROMIOGRÁFICAS A TRAVÉS DE ELECTRODOS DE
SUPERFICIE**

TESIS

**PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE INGENIERO
ELECTRÓNICO**

PRESENTADA POR

BRIONES MANRIQUE, CARLOS JAIR

LIMA - PERÚ

2020

Dedicatoria

El presente trabajo está dedicado a Dios por la infinita fuerza que me da para seguir adelante, a mi familia por el inmenso apoyo, a los mentores que me guiaron y a todas las personas la cual el proyecto sea un gran aporte en sus vidas.

ÍNDICE

	Página
RESUMEN	xvi
ABSTRACT	xvii
INTRODUCCIÓN	xviii
CAPÍTULO I: ASPECTOS INTRODUCTORIOS	1
1.1 Introducción	1
1.2 Situación problemática	1
1.3 Estado del Arte	5
1.4 Objetivos	11
1.5 Justificación	12
1.6 Limitaciones	13
1.7 Viabilidad	14
CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO	16
2.1 Introducción	16
2.2 Electromiografía (EMG)	16
2.3 Electrodos y Cables	21
2.4 Acondicionador de Señal	23
2.5 Regulador de voltaje	38
2.6 Microcontrolador	40
2.7 Digitalización de señales analógicas	43
2.8 Comunicación USB 2.0	48
2.9 Comunicación Bluetooth	49
2.10 Lenguaje de Programación CSharp (C#)	50
2.11 Desarrollo Aplicaciones Android	52

2.12	Información de estándares	55
2.13	Conceptos básicos, patrones normales y patrones de anomalías de electromiografía	68
2.14	Comentarios finales	92
CAPÍTULO III: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL HARDWARE		93
3.1	Introducción	93
3.2	Metodología	93
3.3	Etapas de Desarrollo	96
3.4	Características del Prototipo de Equipo	138
3.5	Comentarios Finales	139
CAPÍTULO IV: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE SOFTWARE		140
4.1	Introducción	140
4.2	Software EMG Monitoring	140
4.3	Software EMG System	153
4.4	Comentarios Finales	158
CAPÍTULO V: PRUEBAS Y RESULTADOS		159
5.1	Introducción	159
5.2	Pruebas de Validación	159
5.3	Informe Económico	197
5.4	Comentarios Finales	200
CONCLUSIONES		200
RECOMENDACIONES		202
FUENTES DE INFORMACIÓN		203
ANEXOS		208

ÍNDICE DE FIGURAS

	Página
Figura 1.2.1. Gráfica de Cantidad de Equipos EMG en centros de salud.	2
Figura 1.2.2. Gráfica de Precio de equipo EMG en centros de salud.	3
Figura 1.2.3. Gráfica Precio de Examen Médico de EMG.	3
Figura 1.3.1. Equipo de Electromiografía de superficie MyoTrace 400.	5
Figura 1.3.2. Equipo de electromiografía Neuro EMG Micro	6
Figura 1.3.3. Equipo de Electromiógrafo Neuro MEP Micro.	6
Figura 1.3.4. Electromiógrafo modelo CMS6600	7
Figura 1.3.5. Electromiógrafo Neuropack MEB-9200	8
Figura 2.2.1. Señales Electromiográficas EMG	17
Figura 2.2.2. Unidad Motora	17
Figura 2.2.3. Efecto químico dentro de las membranas excitables	18
Figura 2.2.4. Áreas de Estudio de EMG	18
Figura 2.2.5. Factor influyente: características del tejido	19
Figura 2.2.6. Equipo EMG	21
Figura 2.3.1. (a) Electrodo 3M * / (b) MEDI-TRACE 100 *	22
Figura 2.3.2. Cables Contacto – Twin Pin **	22
Figura 2.3.3. Troncal de Cables ***	23
Figura 2.4.1. Amplificador Operacional – Modo Integrador	24
Figura 2.4.2. Amplificador Operacional – Modo Seguidor de Voltaje	25
Figura 2.4.3. Amplificador Operacional – Modo Inversor.	25
Figura 2.4.4. Amplificador Operacional – Modo Sumador Inversor.	26
Figura 2.4.5. Amplificador Operacional – Modo Comparador.	27
Figura 2.4.6. Esquema de Circuito Divisor de Voltaje (V2)	27
Figura 2.4.7. Esquema Circuitual INA128P	28

Figura 2.4.8. Circuito de Pierna Derecha	29
Figura 2.4.9. Respuesta en frecuencia de los 4 Tipos de Filtros	31
Figura 2.4.10. Esquema de Circuito de Filtro Pasa Altas	32
Figura 2.4.11. Respuesta de Frecuencia Filtro Pasa Altas Butterworth de 40 dB/década	32
Figura 2.4.12. Respuesta de frecuencia de tres filtros pasa bajas Butterworth	33
Figura 2.4.13. Esquema de Circuito de Filtro Pasa Bajas	33
Figura 2.4.14. Respuesta de Frecuencia Filtro Pasa Bajas Butterworth de 40 dB/década	34
Figura 2.4.15. Esquema de Circuito de Filtro Notch	35
Figura 2.4.16. Respuesta en Frecuencia de Filtro Notch	35
Figura 2.4.17. Voltaje Offset	36
Figura 2.4.18. Señal Offset con un nivel de 0 voltios (Izquierda) y con un nivel de 2.5 voltios (Derecha).	37
Figura 2.4.19. Esquema Circuito Offset	37
Figura 2.5.1. Regulador de Voltaje Positivo	38
Figura 2.5.2. Regulador de Voltaje Negativo	39
Figura 2.5.3. Regulador de Voltaje de Doble Polaridad	39
Figura 2.6.1. Integración del Microcontrolador	40
Figura 2.6.2. Información de Capacidad y Módulos del DSPIC 30F6014	41
Figura 2.6.3. Distribución de Pines de Dspic30F6014	41
Figura 2.6.4. Diagrama Módulo y Periféricos	42
Figura 2.7.1. Señal Continua y Discreta en el tiempo	43
Figura 2.7.2. Cuantificación uniforme e intervalo de cuantización (d)	44
Figura 2.7.3. Codificación de una señal	45
Figura 2.7.4. Diagrama de Bloque Funcional A/D Dspic 30F6014	46
Figura 2.7.5. Diagrama de Bloque Funcional del Módulo TIMER3 del Dspic 30F6014	47
Figura 2.8.1. Logotipo del estándar USB	49
Figura 2.10.1. Logo de Visual Studio y CSharp (C#)	52
Figura 2.11.1. Arquitectura de Android	53
Figura 2.11.2. Logo de las Versiones de Android	54

Figura 2.12.1. Ubicación de electrodos en músculo Bíceps braquial - porción corta y porción larga	59
Figura 2.12.2. Ubicación de electrodos en músculo Tríceps braquial (porción larga)	59
Figura 2.12.3. Ubicación de electrodos en músculo Tríceps braquial (porción lateral)	60
Figura 2.12.4. Ubicación de electrodos en músculo Cuádriceps femoral (recto femoral)	60
Figura 2.12.5. Ubicación de electrodos en músculo Cuádriceps femoral (vasto medial)	61
Figura 2.12.6. Ubicación de electrodos en músculo Cuádriceps femoral (vasto externo)	61
Figura 2.12.7. Ubicación de electrodos en Bíceps femoral - porción corta y porción larga	62
Figura 2.12.8. Ubicación de electrodos en músculo Semitendinoso	62
Figura 2.12.9. Ubicación de electrodos en músculo Gastrocnemio Medial	63
Figura 2.12.10. Ubicación de electrodos en músculo Gastrocnemio Lateral	63
Figura 2.12.11. Ubicación de electrodos en músculo Tibial Anterior.	64
Figura 2.12.12. Ubicación de electrodos en músculo Peroneo Lateral Largo.	64
Figura 2.13.1. Paciente en camilla con los músculos en reposo.	70
Figura 2.13.2. Músculo Bíceps en contracción	70
Figura 2.13.3. Disparos de patrones de potenciales EMG.	72
Figura 2.13.4. Ejemplos de formas de Onda EMG	73
Figura 2.13.5. Forma de onda de Potenciales de Fasciculaciones, parte de toda la señal.	74
Figura 2.13.6. Forma de onda de las Descargas miotónicas.	75
Figura 2.13.7. Formas de Onda de Descarga repetitiva compleja.	77
Figura 2.13.8. Forma de Onda de Descargas Mioquímicas.	78
Figura 2.13.9. Forma de onda Descarga neuromiotónica, disparan a velocidades de hasta 300 Hz.	79
Figura 2.13.10. Forma de Onda de Temblor de 10Hz.	80

Figura 2.13.11. Un PAUM que muestra características medibles.	81
Figura 2.13.12. Gráfico que demuestra la relación normal entre la fuerza de contracción (Force), la velocidad de disparo (Firing Rate) de PAUM o en inglés MUP y el número de PAUM en músculos normales.	83
Figura 2.13.13. Reclutamiento de Señales EMG Normales a) Contracción Muscular Simple, b) Contracción Muscular Intermedio y c) Contracción Muscular Alta (Patrón de Interferencia).	83
Figura 2.13.14. Gráfico que demuestra una reducción del reclutamiento. La frecuencia de disparo (Firing Rate) aumenta en relación con el número de disparos PAUM o en inglés MUP con fuerza creciente (Force).	84
Figura 2.13.15. La suma de los potenciales de acción de la fibra muscular en una unidad motora que genera (A) un PAUM normal, (B) un PAUM polifásica durante la reinervación de un trastorno neurogénico, (C) un PAUM de larga duración en un trastorno neurogénico y (D) un PAUM polifásica de baja duración y baja amplitud en una miopatía.	88
Figura 2.13.16. En la parte superior, PAUM Normal. En la parte inferior señal de patrón Neuropático.	89
Figura 2.13.17. En la parte superior, señal de patrón miopático con contracción muscular baja. En la parte inferior señal de patrón miopático con contracción muscular intermedia.	90
Figura 2.13.18. PAUM variable. Seis disparos secuenciales de un único PAUM con morfologías ligeramente diferentes cada vez que se dispara. La grabación se realiza sin movimiento del electrodo y demuestra la inestabilidad del PAUM.	92
Figura 3.2.1. Diagrama de Bloques de las Etapas del Proyecto	94
Figura 3.2.2. Diagrama Gráfico del diseño del Proyecto	95
Figura 3.3.1. Conexión para la adquisición de señales EMG.	96
Figura 3.3.2. Subprocesos de Acondicionamiento	97
Figura 3.3.3. Hoja Técnica del INA128P	98
Figura 3.3.4. Acoplador de señales AC	99
Figura 3.3.5. Circuito de Pre-amplificación Diseñado	99
Figura 3.3.6. Esquema de Circuito de la Pierna Derecha	100

Figura 3.3.7. Circuito de la Pierna Derecha Diseñado	101
Figura 3.3.8. Circuito unificado Preamplificador – Driver Pierna Derecha	101
Figura 3.3.9. Circuito del Filtro Pasa-Altas Diseñado	102
Figura 3.3.10. Circuito del Filtro Pasa Bajas Diseñado	103
Figura 3.3.11. Circuito Pasa Banda unificado Pasa Bajas y Altas	104
Figura 3.3.12. Circuito Diseñado de Filtro Notch	106
Figura 3.3.13. Circuito Diseñado de Amplificación	107
Figura 3.3.14. Adecuación de Esquema de Circuito Offset	108
Figura 3.3.15. Esquema Diseñado de Circuito Offset	109
Figura 3.3.16. Diagrama de conexión de etapa de acondicionamiento y controlador del módulo principal	110
Figura 3.3.17. Hoja Técnica del Dspic 30F6014	111
Figura 3.3.18. Hoja Técnica del Grabador PICKit 3	111
Figura 3.3.19. Distribución de Osciladores	111
Figura 3.3.20. Puertos de Entrada y Salida del Microcontrolador	112
Figura 3.3.21. Puertos de Entrada y Salida	112
Figura 3.3.22. Periféricos de Programación, Control y Visualización respectivamente	113
Figura 3.3.23. Módulos UART	113
Figura 3.3.24. Fuente de Alimentación del Módulo Principal	114
Figura 3.3.25. Diagrama Dspic 30F3014	114
Figura 3.3.26. Diseño Placa Electrónica del Módulo Principal	115
Figura 3.3.27. Implementación Placa Electrónica del Módulo Principal	115
Figura 3.3.28. Esquema Implementación del Teclado Matricial	116
Figura 3.3.29. Circuito Comparador para obtener 2 entradas al Dspic30F6014.	119
Figura 3.3.30. Diagrama de flujo del Proceso de selección del teclado Matricial	120
Figura 3.3.31. Simulación de Circuito Desarrollado.	121
Figura 3.3.32. Circuito del Teclado Matricial	122
Figura 3.3.33. Diseño Placa Electrónica del Teclado Matricial.	122
Figura 3.3.34. Arquitectura de la Pantalla GLCD 192x64	123
Figura 3.3.35. Distribución física de Conexión de la Pantalla GLCD	123

Figura 3.3.36. Diagrama de Bloques de la Arquitectura de la GLCD 192x64	124
Figura 3.3.37. Diagrama de Flujo del Funcionamiento de la GLCD 192x64	125
Figura 3.3.38. Diagrama de Flujo de la programación módulo A/D del Dspic 30F6014	128
Figura 3.3.39. Diseño Circuito del Módulo de Alimentación.	130
Figura 3.3.40. Diseño de Placa Electrónica del Módulo de Alimentación	131
Figura 3.3.41. Diagrama del Sistema del Módulo USB/TTL CP2102	132
Figura 3.3.42. Diagrama de Conexión Módulo Principal y Módulo USB/TTL	132
Figura 3.3.43. Diagrama de Flujo de la Programación del Módulo UART1 y UART2	133
Figura 3.3.44. Transmisión Inalámbrica	134
Figura 3.3.45. Diagrama de conexión Módulo UART 2 y Módulo Bluetooth	135
Figura 3.3.46. Módulo Bluetooth JY-MCU HC-06.	135
Figura 3.3.47. Esquema de Circuito Módulo HC-06.	135
Figura 3.3.48. Diagrama de Flujo del Módulo UART2	136
Figura 3.3.49. Configuración del HC-06 por Comandos AT	138
Figura 3.4.1. Dimensiones del Equipo Prototipo	139
Figura 4.2.1. Entorno del Programa Microsoft Visual Studio	141
Figura 4.2.2. Formato de Trama recibida por puerto COM.	141
Figura 4.2.3. Graficado de Señales EMG mediante pixeles y líneas.	142
Figura 4.2.4. Ventana Principal del Software	143
Figura 4.2.5. Ventana de Visualización Principal	144
Figura 4.2.6. Ventana de Visualización Secundaria	146
Figura 4.2.7. Icono del Programa “EMG Monitoring Software”	149
Figura 4.2.8. Diagrama de Flujo de la Ventana Principal	150
Figura 4.2.9. Diagrama de Flujo de la Ventana de Visualización Principal	151
Figura 4.2.10. Diagrama de Flujo de la Ventana de Visualización Secundaria	152
Figura 4.3.1. Entorno del Programa Android Studio	153

Figura 4.3.2. Pantalla de Dispositivos Vinculados del Celular en el App EMG System	154
Figura 4.3.3. Pantalla de visualización	155
Figura 4.3.4. Icono del aplicativo “EMG System”	156
Figura 4.3.5. Diagrama de Flujo de la programación del aplicativo - Parte 1	157
Figura 4.3.6. Diagrama de Flujo de la programación del aplicativo - Parte 2	158
Figura 5.2.1. Músculo Tibial Anterior en Reposo	161
Figura 5.2.2. Acción del Músculo Tibial Anterior.	161
Figura 5.2.3. Señal EMG Prueba 1 – Músculo Tibial Anterior del Equipo Sistema Portátil de Monitoreo.	162
Figura 5.2.4. Análisis de PAUMs de la señal EMG detectada con patrones normales de PAUM.	162
Figura 5.2.5. Señal Capturada del Equipo Estandarizado del Hospital Loayza.	163
Figura 5.2.6. Músculo Extensor corto del pulgar de la mano izquierda en Reposo.	164
Figura 5.2.7. Acción del Músculo Extensor corto del pulgar.	165
Figura 5.2.8. Señal EMG Prueba 2 – Músculo Extensor Corto del Pulgar - Equipo Sistema Portátil de Monitoreo.	166
Figura 5.2.9. Análisis de PAUMs de la señal EMG detectada en la Figura 5.2.8 con patrones normales de PAUM.	166
Figura 5.2.10. Señal Capturada Prueba 2 del Equipo Estandarizado del Hospital Loayza	167
Figura 5.2.11. Músculo Radial Largo del Carpo del brazo izquierdo en Reposo.	168
Figura 5.2.12. Acción del Músculo Extensor radial largo del carpo de la mano izquierda.	169
Figura 5.2.13. Señal EMG Prueba 3 – Músculo Extensor Radial Largo del Carpo del Equipo Sistema Portátil de Monitoreo.	169
Figura 5.2.14. Análisis de PAUMs de la señal EMG detectada en la figura 5.2.13 con patrones normales de PAUM.	170

Figura 5.2.15. Señal Capturada Prueba 3 del Equipo Estandarizado del Hospital Loayza.	171
Figura 5.2.16. Músculo Peroneo Lateral Largo de la pierna derecha en Reposo.	172
Figura 5.2.17. Acción del Músculo Peroneo lateral largo de la pierna derecha.	173
Figura 5.2.18. Señal EMG Prueba 4 – Músculo Peroneo Lateral Largo.	173
Figura 5.2.19. Análisis de PAUMs de la señal EMG Prueba 4 con patrones normales de PAUM.	174
Figura 5.2.20. Señal Capturada Prueba 4 del Equipo Estandarizado del Hospital Loayza.	175
Figura 5.2.21. Señales EMG Normal - Patrón Simple.	175
Figura 5.2.22. Músculo Tibial Anterior de la pierna derecha en Reposo.	177
Figura 5.2.23. Acción del Músculo Tibial Anterior de la pierna derecha.	177
Figura 5.2.24. Señal EMG Prueba 5 – Músculo Tibial Anterior del Equipo Sistema Portátil de Monitoreo.	178
Figura 5.2.25. Análisis de PAUMs de la señal EMG Prueba 5 con patrón anormal.	178
Figura 5.2.26. Señal Capturada Prueba 5 del Equipo Estandarizado del INCN.	179
Figura 5.2.27. Constancia de Validación 1 de la señal EMG Prueba 5.	180
Figura 5.2.28. Músculo Tibial Anterior de la pierna derecha en Reposo – Prueba 6.	182
Figura 5.2.29. Acción del Músculo Tibial Anterior de la pierna derecha – Prueba 6.	182
Figura 5.2.30. Señal EMG Prueba 6 – Músculo Tibial Anterior del Equipo Sistema Portátil de Monitoreo.	183
Figura 5.2.31. Análisis de PAUM de la señal EMG Prueba 6 con patrón anormal.	183
Figura 5.2.32. Señal Capturada Prueba 6 del Equipo Estandarizado del INCN.	184
Figura 5.2.33. Constancia de Validación 2 de la señal EMG Prueba 6.	185
Figura 5.2.34. Músculo Tibial Anterior de la pierna derecha en Reposo – Prueba 7.	186

Figura 5.2.35. Señal EMG Prueba 7 - Músculo Tibial Anterior del Equipo Sistema Portátil de Monitoreo.	187
Figura 5.2.36. Análisis de PAUM de la señal EMG Prueba 7 con patrón de señal espontanea (Temblor).	188
Figura 5.2.37. Señal Capturada Prueba 7 del Equipo Estandarizado del INCN.	189
Figura 5.2.38. Constancia de Validación 3 de la señal EMG Prueba 7.	190
Figura 5.2.39. Músculo Peroneo Lateral Largo de la pierna derecha en Reposo.	191
Figura 5.2.40. Acción del Músculo Peroneo lateral largo de la pierna derecha – Prueba 8.	192
Figura 5.2.41. Señal EMG Prueba 8 - Músculo Peroneo Lateral Largo del Equipo Sistema Portátil de Monitoreo.	192
Figura 5.2.42. Análisis de PAUMs de la señal EMG Prueba 8 con patrón anormal.	193
Figura 5.2.43. Señal Capturada Prueba 8 del Equipo Estandarizado del INCN.	194
Figura 5.2.44. Constancia de Validación 4 de la señal EMG Prueba 8.	195
Figura 5.2.45. Carta de Validación Final.	196

ÍNDICE DE TABLAS

	Página
Tabla 1.2.1. Características de Equipos	4
Tabla 2.3.1. Especificación Electrodo y Cables	22
Tabla 2.9.1. Clases de Bluetooth	49
Tabla 2.9.2. Ancho de Banda Bluetooth	50
Tabla 2.11.1. Versiones Android	54
Tabla 2.13.1. Patrones de disparo de formas de onda EMG	71
Tabla 2.13.2. Generadores de Formas de onda EMG	73
Tabla 2.13.3. Trastornos asociados con potenciales de fasciculaciones	75
Tabla 2.13.4. Enfermedades asociadas a las Descargas Miotónicas.	76
Tabla 2.13.5. Trastornos asociados con las Descargas Repetitivas Complejas	77
Tabla 2.13.6. Trastornos asociados con las Descargas Mioquímicas.	78
Tabla 2.13.7. Trastornos asociados con la Descargas Neuromiotónicas	79
Tabla 2.13.8. Evolución típica de los hallazgos de EMG después de un trastorno neurogénico agudo	87
Tabla 2.13.9. Trastornos asociados con PAUM de corta duración	90
Tabla 2.13.10. Trastornos asociados con variación (inestable) del PAUM	91
Tabla 3.3.1. Valores de Voltajes VA/D en Teclado Matricial 4x4	119
Tabla 3.3.2. Pines de Conexión de la Pantalla GLCD 192x64	124
Tabla 3.4.1. Valores de Portabilidad*	138
Tabla 5.3.1 Materiales y Equipos	197
Tabla 5.3.2. Mano de obra del producto final	198
Tabla 5.3.3. Gasto Total del Proyecto	198

Tabla 5.3.4. Ganancia total por equipo, bajo la selección del precio de venta.	199
Tabla 5.3.5. Comparación de Precios de Venta de Equipos de Electromiografía	199

RESUMEN

Este trabajo de investigación presenta un equipo prototipo de un sistema de monitoreo para la adquisición no invasiva de señales electromiográficas, a través de electrodos de superficie y pueden ser visualizadas en una computadora, Smartphone o Tablet, a través de un software en Windows y un aplicativo en Android, diseñados para dichos propósitos. Además, reduce el déficit de equipos Electromiógrafos por su elevado costo en nuestro país, estos permiten un mayor acceso a los exámenes de electromiografía. El desarrollo de la tesis se logra utilizando equipos, dispositivos y suministros de calidad dentro del Perú a un bajo costo, realizando pruebas no invasivas con electrodos superficiales, creando un prototipo de carcasa del equipo que permite ser trasladado y utilizado con facilidad. Se utilizan parámetros que recomienda el Programa de Investigación Europeo “Electromiografía de superficie para la evaluación no invasiva de los músculos” (**SENIAM**).

Se concluye con la validación de las señales electromiográficas, comparado con patrones de afecciones definidas por estudios científicos y teóricos. El equipo global se valida por el uso, practicidad de los sistemas y su portabilidad.

Palabras claves: Electromiografía, electrodos superficiales, patrones

ABSTRACT

This research work presents a prototype equipment of a monitoring system for the non-invasive acquisition of electromyographic signals, through surface electrodes and can be displayed on a computer, smartphone or tablet by means of a Windows software and Android application, designed for these purposes. In addition, it reduces the shortfall of Electromyography equipments, because of its high cost in our country, these allow greater access to electromyography exams. The thesis development is achieved using quality equipment, devices and supplies within Peru at a low cost, performing non-invasive test with surfaces electrodes, creating a prototype housing of the equipment that allows to be moved and used easily. Parameters recommended by the European Research Program “Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscle” (***SENIAM***) are also used.

It is concluded with the validation of Electromyography signals, compared to patterns of conditions defined by scientific and theoretical studies. The equipment developed is validated by the use, practicality of the systems and their portability.

Keywords: Electromyography, surfaces electrodes, patterns.

INTRODUCCIÓN

La presente tesis de investigación tiene como propósito el desarrollo de un equipo de monitoreo de señales electromiográficas a través de electrodos de superficie, la cual se llevó a cabo por el déficit de equipos biomédicos en el Perú, en especial los electromiógrafos.

La característica principal de estos equipos es que son modulares, difícil para su transporte y utilizan electrodos invasivos para los exámenes.

Para analizar esta problemática es necesario mencionar sus causas, una de ellas, es el alto costo de adquisición que tienen las entidades de los centros de salud del país. Lo que genera menos atenciones médicas para la realización de exámenes de electromiografía.

Por ello la tesis propone realizar un equipo portátil, creando circuitos de adquisición, acondicionamiento y procesamiento, utilizando electrodos de superficie no invasivo para el monitoreo de las señales electromiográficas, con un producto final de fácil transporte y a un bajo costo de adquisición.

Este trabajo está conformado por cinco (5) capítulos. El primero aborda los aspectos introductorios como planteamiento del problema, estado del arte, objetivos, justificación, viabilidad y limitaciones del proyecto como producto final. En el segundo, se tratan los aspectos teóricos relacionados a la electromiografía y los conocimientos de las áreas respectivas para el adecuado desarrollo de la tesis. En el tercero, se presentan los aspectos relacionados con el desarrollo de Hardware que se plantea en cada etapa del trabajo, como es la etapa de Metodología y Desarrollo.

En el capítulo IV, se analizan los aspectos relacionados con el desarrollo de Software de la investigación que se plantea en cada etapa del trabajo, como es el Software EMG Monitoring y el Software EMG System. Y en el capítulo V, se abordan los aspectos relacionados a las pruebas y resultados. Asimismo, se detallan las pruebas de las validaciones de las señales electromiográficas superficiales, comparados con equipos estandarizados y los procesos que se realizaron para la recopilación de la información.

CAPÍTULO I

ASPECTOS INTRODUCTORIOS

1.1 Introducción

En este capítulo, se abordan aspectos introductorios como el planteamiento del problema donde se verifica el problema real, estado del arte comparativa de equipos de electromiografía, objetivos trazados para la realización del equipo, justificación, viabilidad y limitaciones del trabajo como producto final.

1.2 Situación problemática

De acuerdo con las investigaciones en los centros de salud más reconocidos de Lima, se obtuvo información y se realizó gráficas estadísticas, lo que concluye que Lima, capital del Perú, cuenta con un déficit en el sector salud, respecto a los equipos biomédicos, en especial los electromiógrafos. Estos centros de salud son los siguientes, Hospital Cayetano Heredia, Hospital Guillermo Almenara, Hospital Militar, Clínica Maison de Sante, Clínica San Felipe, Hospital Loayza, Instituto Nacional de Ciencia Neurológicas INCN – Hospital Mogrovejo.

Es por ello que se menciona una de las causas, el alto costo de los equipos electromiógrafos que desencadena en el déficit de estos equipos en los centros de salud, además de ser modulares y difícil para su traslado.

Esto genera que los pacientes tengan menos acceso a los exámenes de electromiografía.

A continuación, se muestra los cuadros con la información recopilada, en la Figura 1.2.1 se aprecia la cantidad de equipos de electromiografía (EMG) de los centros de salud de Lima, en la Figura 1.2.2 el precio por equipo de cada centro de salud y en la Figura 1.2.3 muestra el costo de examen EMG.

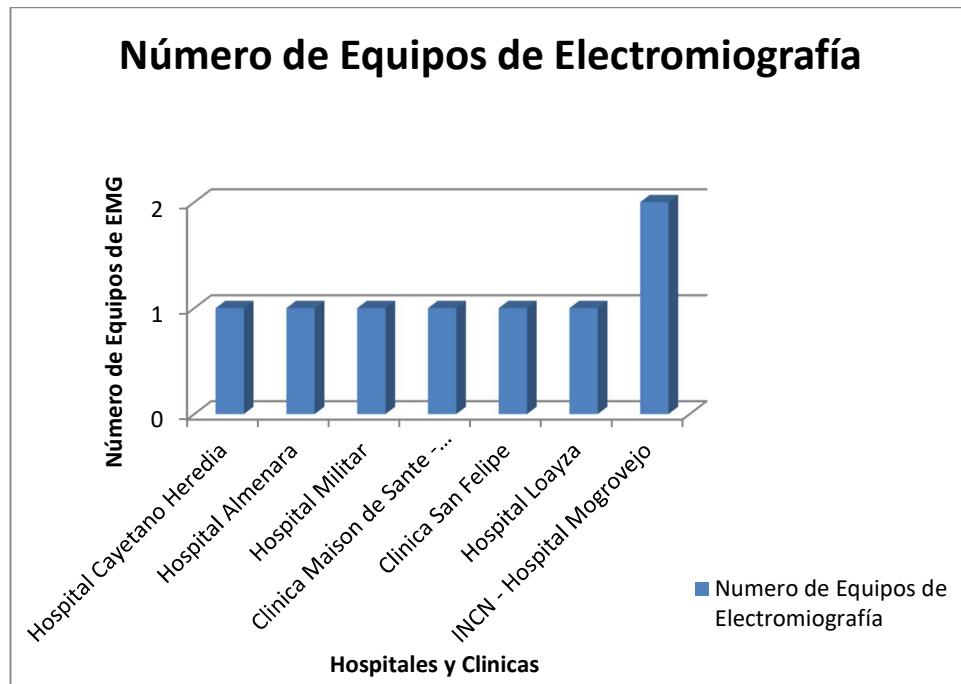


Figura 1.2.1 Gráfica de Cantidad de Equipos EMG en centros de salud.

*Fuente: Estudio Estadístico - Agosto 2012
Elaboración: El Autor*

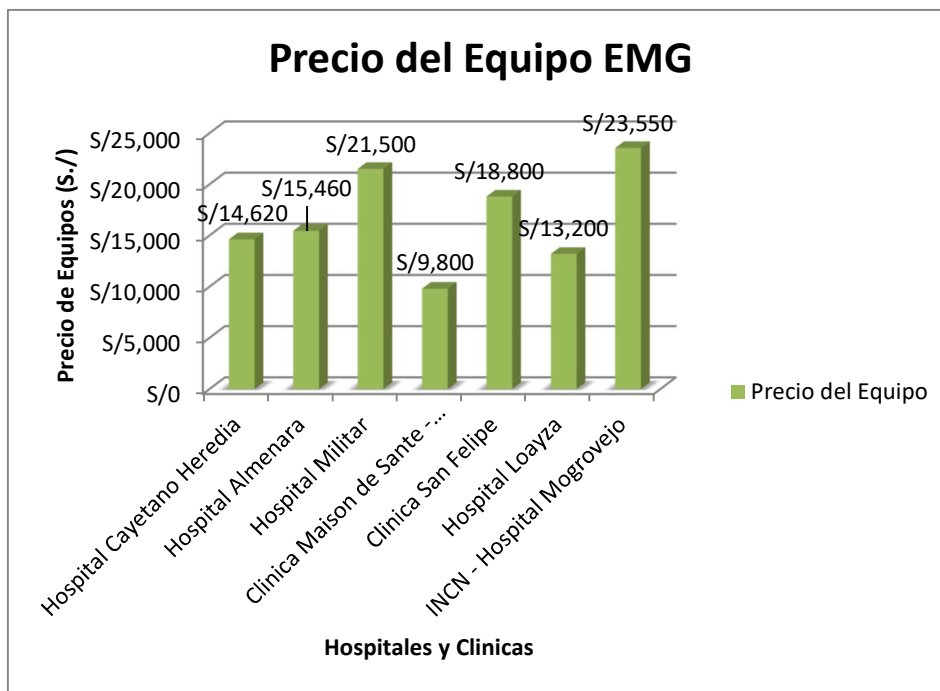


Figura 1.2.2 Gráfica de Precio de equipo EMG en centros de salud.

Fuente: Estudio Estadístico - Agosto 2012

Elaboración: El Autor

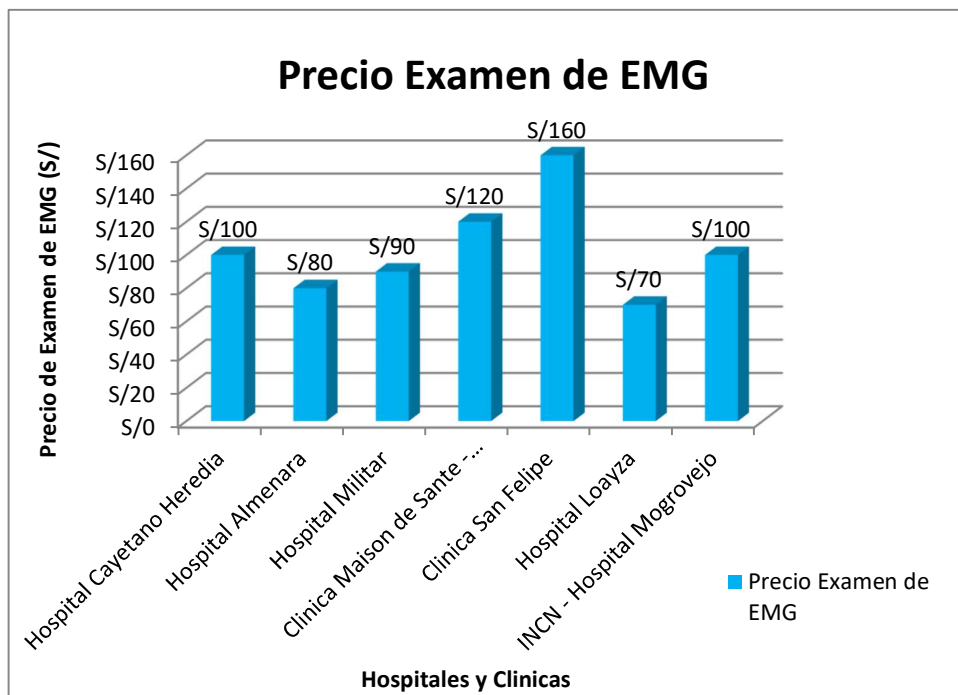


Figura 1.2.3 Gráfica Precio de Examen Médico de EMG.

Fuente: Estudio Estadístico - Agosto 2012

Elaboración: El Autor

Por ello, surge la idea de desarrollar un equipo a un bajo costo diseñado para los centros de salud, médicos, fisioterapeutas e investigadores que desean disponer de un sistema portátil de monitoreo de señales EMG, para facilitar su transporte, compacto y de fácil uso que cuenta con el valor agregado de conectividad inalámbrica con diversos dispositivos electrónicos.

En Tabla 1.2.1, se muestra equipos de EMG comparando parámetros como dimensiones, portabilidad e interface, resaltando al final el equipo propuesto “Sistema portátil de monitoreo de señales electromiográficas a través de electrodos de superficie”.

Tabla 1.2.1 Características de Equipos

Equipo EMG	Dimensiones	Portabilidad	Interface(Comunicación)
Nicolet Viasys Viking Select EMG NCS Machine	1.6x0.8x0.9m	No	USB 2.0 solo vía PC
MEB-9400 Series EMG/NCV/EP System	1.3x0.7x0.8m	Transporte Modular	USB 2.0 solo vía PC/Laptop
Electromiógrafo / Potenciales Evocados. Viking Select	1.5x0.7x0.9m	Transporte Modular	USART - RS232 - Serial
Sierra Wave EMG/NCV/EP	0.9x0.6x0.5m	No	USB 2.0 solo vía PC/Laptop
Neuromaster MEE-1000 IOM/EP Measuring System	1.4x0.7x0.9m	No	USB 2.0 solo vía PC/Laptop
Akonic- Sistema BIO-PC™	0.3x0.4x0.8m	No	Serial RS232 PC
Nihon Kohden Neuropack MEB-9200.	1.4x0.7x0.9m	Transporte Modular	Conexión opcional con un amplificador EEG NIHON KOHDEN Mini USB 2.0 sólo vía PC/Laptop
Teca 4ME modelo Saphyre.	0.6x0.5x0.5m	Transporte Modular	Serial RS232 y USB 2.0 solo vía PC/Laptop
Sistema Portátil de Monitoreo de Señales Electromiográficas	0.22x0.15x0.13m	Si	Bluetooth USB 2.0 solo vía PC/Laptop

Elaboración: El Autor

1.3 Estado del Arte

Actualmente, en el Perú, se cuenta minoritariamente con sistemas médicos en electromiografía, debido a ello se necesita importar y son de alto costo, a continuación se muestran algunos equipos importados:

1.3.1 Equipos de Electromiografía

a) Electromiógrafo de Superficie MyoTrace 400

El equipo (Figura 1.3.1) tiene un sistema con tecnología portátil para la medición, funciona a través de dos canales en modo stand alone y 4 canales para modo PC, resolución 16 bits, transmisión de datos vía Bluetooth, permite movimiento libre con un máximo de 20 metros y presenta información en tiempo real en la PC, sus medidas son 11.4 cm x 17.2 cm x 3.2 cm y su peso es 345 g; el precio de este equipo es muy alto y bordea los €7,900.00 euros.



Figura 1.3.1 Equipo de Electromiografía de superficie MyoTrace 400.

Fuente: Fisaude.com Obtenido de <https://tienda.fisaude.com/electromiografo-superficie-myotrace-400-canales-emg-software-mr3-myomuscle-clinical-p-37138.html>

b) Electromiógrafo Neuro EMG Micro

El equipo (Figura 1.3.2) tiene un sistema de electromiografía de 2 y 4 canales con una estimulación rítmica basada en pulsos eléctricos, tiene un conversor A/D con 16 bits, además cuenta con filtros y un factor de rechazo de modo común, además tiene una interface USB. Tiene como

desventaja el tamaño del equipo y su transporte es incómodo; el precio de este equipo bordea los \$13,713.82 dólares americanos.



Figura 1.3.2 Equipo de electromiografía Neuro EMG Micro

Fuente: NeuroSoft. Obtenido de <http://www.neurosoft.ru/pt/product/neuro-emg-micro/index.aspx>

c) **Electromiógrafo Bitmed MEPMicro**

Este equipo (Figura 1.3.3) es de uso portátil tiene un sistema EMG y potenciales evocados (PE), tiene 2 canales. Su funcionalidad se reparte en varios modos de utilidad como de estimulación rítmica y de aguja, este último de potenciales de unidad motora, actividad espontánea y curva de interferencia. También este equipo se sincroniza con la PC con conexión USB.

Una de sus desventajas, está en el uso de la electromiografía de aguja (invasiva), ya que para muchos pacientes temen este tipo de intervención. El precio del equipo es \$980 dólares americanos.



Figura 1.3.3 Equipo de Electromiógrafo Neuro MEP Micro.

Fuente: Misr for trade and supplies. Obtenido de <http://misfortrade.com/product/neuro-mep-micro/>

d) Electromiógrafo modelo CMS6600

Este modelo (Figura 1.3.3) tiene 4 canales; se sincroniza con una laptop o una computadora por interface USB 2.0, cuenta con un software de fácil de manejo para la apreciación de las señales capturadas, además tiene estimuladores programables para diferentes modos de trabajo en un examen de electromiografía; además tiene la facilidad en su transporte. La desventaja está en que para su funcionamiento se necesita el uso de una computadora o laptop. El precio de este equipo es \$4,620 dólares americanos.

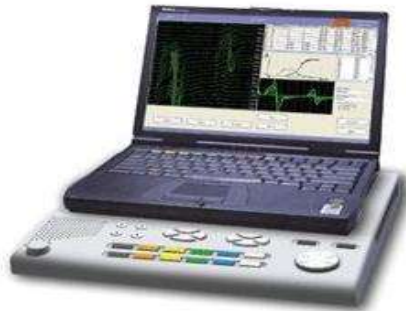


Figura 1.3.4 Electromiógrafo modelo CMS6600

Fuente: Mediventa. Obtenido de <http://mcdigitalsolutions.com/mediventa/contents/es/p47.html>

e) Electromiógrafo Nihon Kohden Neuropack MEB-9200

Neuropack M1 (Figura 1.3.4) es una unidad de registro de EMG/EP de altas prestaciones de diagnóstico. El equipamiento básico contiene módulos para registrar neurografías completas, potenciales evocados somato sensoriales y electromiografías. Es posible añadir otros módulos como AEP, VEP o Monitorización intraoperatoria. Características del sistema: Unidad de registro de EMG, potenciales evocados y neurografías, Registro de 4, 8 ó 16 canales, 2 estimuladores eléctricos con activación independiente. El precio de este equipo es \$7,200 dólares americanos.



Figura 1.3.5 Electromiógrafo Neuropack MEB-9200

Fuente: NeuroPack M1. Obtenido de http://www.nihonkohden.de/uploads/media/MEB-9200_34.pdf

1.3.2 Artículos, Proyectos y Documentos

Existen artículos, proyectos, documentos relacionados a la implementación de equipos, sistemas y programas de Electromiografía, se exponen algunos de ellos.

- a)** Adquisición de señales mediante EMG de superficie y consideraciones de diseño de circuitos para prótesis robóticas.

Signal Acquisition Using Surface EMG and Circuit Design Considerations for Robotic Prosthesis

El documento elaborado por Zahak Jamal, Muhammad. Publicado el 17 de octubre de 2012 se resume en el diseño de circuitos de captación, acondicionamiento con procesamiento de las señales electromiográficas para accionar una prótesis robótica.

Se verifica que está orientado a prótesis médicas y no a la identificación de patrones de afecciones musculares y/o neurofisiológicas que tiene la presente tesis.

b) Brazo robótico controlado a través electromiografía

El artículo elaborado por Padilla Mayorga, Rafael - Cabrera Hurtado, Gabriel - Villamizar Pinzón, Javier M.Sc. Publicado diciembre de 2012, describe un prototipo de un brazo robótico controlado a través de señales Electromiográficas, las cuales son capturadas por los electrodos que son conectados al músculo del paciente. Los biopotenciales que se generan por el movimiento del brazo son controlados por el dispositivo microcontrolador, mediante la diferencia de potencial que se detecta en el músculo, se activa los servomotores implementados que controlan el brazo robótico.

Se identifica que está orientado a controlar un brazo robótico y no a temas médicos de diagnóstico que brinda la tesis desarrollada.

c) Procesamiento de señales EMG superficial para detección de movimiento de dos dedos de la mano

El proyecto elaborado por Alva Coras, Carlos Arturo. Publicado el 2012, describe el desarrollo de un sistema para detectar los movimientos de dos dedos de la mano, utilizando el procesamiento de señales mioeléctricas del brazo del paciente, circuito de acondicionamiento análogo y filtrado digital.

Se identifica la desventaja que no cuenta con un equipo físico que contenga todos los circuitos del sistema, Carlos Alva indica la creación de un prototipo de equipo a futuro.

d) Patrones de actividad de músculos en miembros inferiores, bajo condiciones de alivio de carga corporal durante la marcha humana

El proyecto de tesis elaborado por Hoyos Daza, Héctor Iván. Publicado el 2014, describe el desarrollo de la caracterización de patrones de actividad de señales EMG de superficie en miembros inferiores, con alivio de carga corporal durante la marcha humana. Se establece la ubicación anatómica y número de canales para el registro de la actividad EMG de superficie, la

medición de las señales en miembros inferiores son realizadas mediante un electromiógrafo, DataLink ALK900 del fabricante Biometrics Ltd. Posteriormente se desarrollan algoritmos de procesamiento de señales EMG, que permitan reducir el ruido debido a artefactos (producto del movimiento del sujeto) y a otras causas fisiológicas presentes en la señal. Además creación de algoritmos para la clasificación de los grupos musculares activados durante la marcha.

Se identifica, que no se realiza la creación de las etapas de sensado y acondicionamiento propios, ya que utiliza equipos del fabricante Biometrics, para procesar las señales y detectar patrones de actividad muscular.

e) Sistema de evaluación de actividad muscular a través electrodos de superficie

El proyecto de tesis elaborado por Córdova Ricapa, Fernando. Publicado en Febrero del 2013, describe el desarrollo de un sistema de adquisición de señales electromiográficas que se generan en el desarrollo de actividad muscular a través del uso de electrodos de superficie, en extremidades superiores (bíceps, tríceps, flexor del antebrazo) e inferiores (gemelos). El sistema tiene una etapa de adquisición, acondicionamiento de las señales, digitalización y comunicación con la PC, donde se visualizarán las señales EMG obtenidas a través de una interfaz desarrollada.

Se detalla la desventaja que solo desarrolla el sistema, los circuitos y no un equipo físico que engloba el desarrollo del proyecto.

1.4 Objetivos

1.4.1 Objetivo general:

Desarrollar un equipo de monitoreo de señales electromiográficas con un bajo costo de venta, para ser utilizado en pacientes que sufren problemas musculares y/o patrones neurofisiológicos en las extremidades superiores e inferiores con un valor agregado de portabilidad y conexión inalámbrica.

1.4.2 Objetivos específicos:

- a)** Investigar los antecedentes, características, procesos y fisiología de las señales electromiográficas.
- b)** Diseñar un circuito de adquisición, acondicionamiento y digitalización de las señales electromiográficas.
- c)** Desarrollar un Software en CSharp (C#) para el monitoreo de las señales electromiográficas, que son visualizadas en una computadora.
- d)** Desarrollar un aplicativo en Android para el monitoreo de las señales electromiográficas, que son visualizadas en un smartphone o tablet.
- e)** Desarrollar un equipo prototipo para su adecuado transporte y portabilidad.
- f)** Validar el sistema con médicos especialistas, mediante patrones de señales EMG.

1.5 Justificación

1.5.1 Justificación económica

Los equipos electromiógrafos tienen un costo muy alto de adquisición, los equipos modulares cuestan en promedio S/. 22,000, los equipos portátiles en promedio S/. 7000. Por ello el proyecto se desarrolla para obtener un equipo portátil a un precio de S/1500, posibilitando reducir el déficit de equipos biomédicos en monitoreo de señales electromiográficas.

Se cuenta con una buena perspectiva de negocio, debido al amplio mercado peruano, donde se cuenta en el sector salud con 606 hospitales, 2296 centros de salud, 18 institutos de salud especializados, 6943 consultorios médicos y 8002 puestos de salud, según las estadísticas de “Infraestructura del Sector Salud por tipo de establecimiento, según departamento, 2016” del Instituto Nacional de Estadística e Informática (INEI) [1].

1.5.2 Justificación social

Los centros de salud del Perú, en especial los distritos de la Provincia de Lima según las investigaciones realizadas, tienen en promedio un solo equipo para realizar exámenes de electromiografía, el Instituto Nacional de Ciencias Neurológicas (Hospital Mogrovejo) realizó 4060 exámenes de electromiografía el año 2010 según estadísticas “Exámenes de apoyo al diagnóstico 2010” [2].

Por ello el proyecto brinda el uso a nuevas tecnologías, que facilita un mayor acceso a los exámenes en los centros de salud, así como también visitas médicas para los pacientes con serios problemas de movilidad.

1.5.3 Justificación académica

La tesis permite aplicar los conocimientos aprendidos de Dispositivos Electrónicos, Señales Analógicas y Digitales, Procesamiento de

Señales, Diseño de Circuitos Electrónicos, Diseño e programación de Software, además se fomenta la generación y captación de nuevos conocimientos teóricos y prácticos. Por ello la tesis brinda la posibilidad de acceso de ensayos y pruebas de exámenes de electromiografía, a estudiantes de Medicina Humana o Ciencias de la Salud y a 70,805 médicos profesionales, según estadísticas “Número de médicos, según departamento, 2010-2016” del Instituto Nacional de Estadística e Informática (INEI) [3].

1.5.4 Justificación ingenieril

La tesis requiere el diseño e implementación de circuitos electrónicos analógicos y digitales para el manejo de señales médicas en la amplificación, filtrado y conversión de señales EMG como también el análisis de las señales eléctricas del cuerpo para la correcta adquisición a través de sensores. Además del desarrollo de software para la visualización y monitoreo de las señales EMG por médicos especialistas.

1.6 Limitaciones

En principio, el equipo no cuenta con una certificación; ya que conlleva a un largo periodo de evaluación, aceptación e inversión económica.

El equipo no tiene la opción de guardar información de señales en el propio dispositivo.

El Sistema Portátil solo se puede utilizar para el monitoreo de señales electromiográficas (EMG).

Los equipos y sistemas de electromiografía especializados son desarrollados con sensores de aguja y están en contacto directo con el músculo, en la presente tesis se utiliza sensores de electrodos de superficie, lo que conlleva, que no evidencie señales de algunas afecciones como Potenciales de fibrilación, Descarga miotónica y Puntas de placas terminales además de Actividad de inserción.

1.7 Viabilidad

1.7.1 Viabilidad técnica

Se cuenta con las instalaciones del laboratorio, equipamiento y apoyo de profesionales de la Facultad de Ingeniería y Arquitectura de la Universidad de San Martín de Porres para lograr paso a paso el correcto desarrollo de las investigaciones y pruebas pertinentes del proyecto de tesis.

El estudio es viable técnicamente, porque se adecua con parámetros, características de los dispositivos, materiales que se utilizan y los elementos que se implementa en el desarrollo del sistema se pueden adquirir en el país.

Además se cuenta con todas las técnicas y conocimiento necesario sobre cada proceso específico para la solución de los problemas planteados

1.7.2 Viabilidad económica

El desarrollo del sistema cuenta con una alta viabilidad económica, ya que el hardware y software a emplearse es de calidad a un bajo costo de S/.1500 precio de venta; la cual permite que el equipo final tenga un precio por debajo del mercado.

El financiamiento total de la inversión se da íntegramente por parte de los desarrolladores del proyecto.

1.7.3 Viabilidad social

La tesis es socialmente viable, ya que es un equipo de fácil operación y uso. En cuanto a las pruebas de los exámenes esta se adecua al paciente debido que son pruebas no invasivas con electrodos superficiales, eliminando cualquier tipo de incomodidad.

1.7.4 Viabilidad operativa

El sistema se implementa de acorde al marco ingenieril y parámetros recomendamos por el **SENIAM** e **ISEK**, para su adecuado funcionamiento y cumplimiento del proceso.

Además, el equipo es portátil para su traslado fácilmente y cuenta con una interfaz interactiva en el Hardware y Software para un manejo adecuado y durabilidad.

CAPÍTULO II

MARCO TEÓRICO

2.1 Introducción

En este capítulo, se abordan los aspectos teóricos y técnicos relacionados a la electromiografía y los conocimientos de las áreas respectivas para el adecuado desarrollo del proyecto.

2.2 Electromiografía (EMG)

La electromiografía (EMG) es una técnica experimental que consiste en la adquisición, análisis y registro de la actividad eléctrica generada por el movimiento de los músculos a través de la utilización de electrodos (de aguja, superficiales, implantados) [4].

Las mediciones EMG extraídas, proporcionan información muy valiosa acerca de la fisiología y patrones de la activación muscular como se observa en la Figura 2.2.1

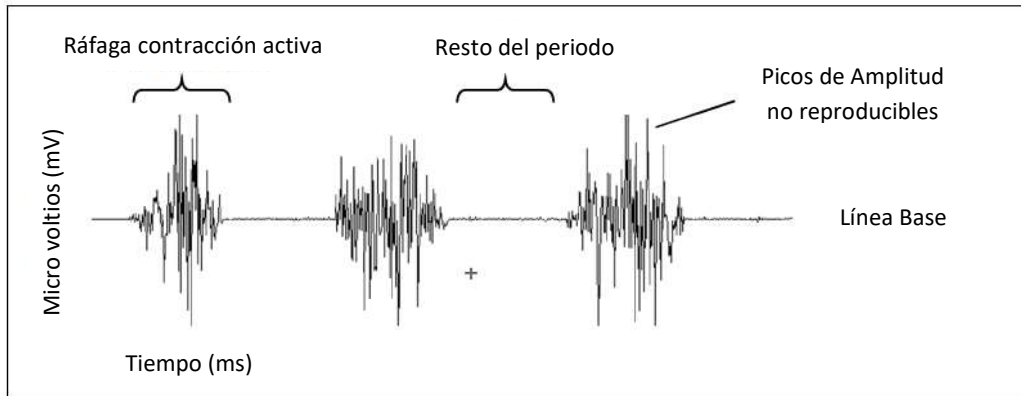


Figura 2.2.1 Señales Electromiográficas EMG

Fuente: "The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography", Konrad, Peter, April 2005, pág 10.

La ráfaga de contracción activa genera picos de amplitud no reproducibles cuando se realiza una contracción voluntaria del músculo, el rango de los potenciales de EMG están dentro de 50 μV hasta 30 mV, en el momento que se deja de accionar el músculo se muestra la línea base.

La unidad motora permite transmitir el impulso generado por el cerebro, conducido por la médula espinal hacia los efectores (músculos) lo que hace que la fibra muscular se contraiga. La neurona motora, axón y el conjunto de todas las fibras musculares constituyen una **Unidad Motora** representada en la Figura 2.2.2

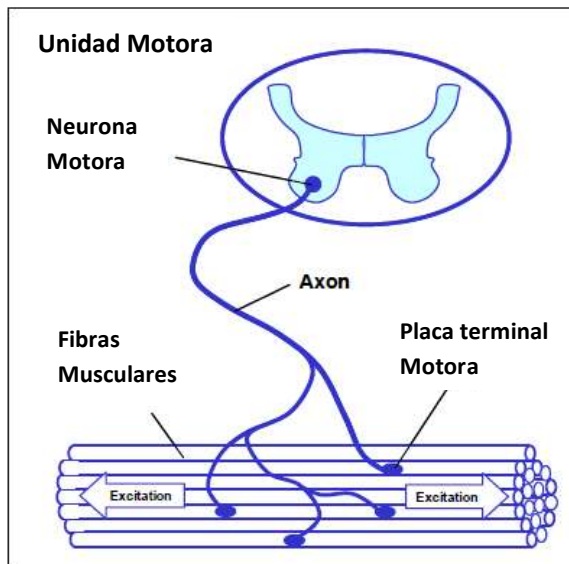


Figura 2.2.2 Unidad Motora

Fuente: "The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography", Konrad, Peter, April 2005, pág 6.

A través de las membranas de las fibras musculares se realiza el intercambio de iones Sodio (Na^+) y Potasio (K^+), lo que genera una contracción muscular (Despolarización /Repolarización) como muestra la Figura 2.2.3

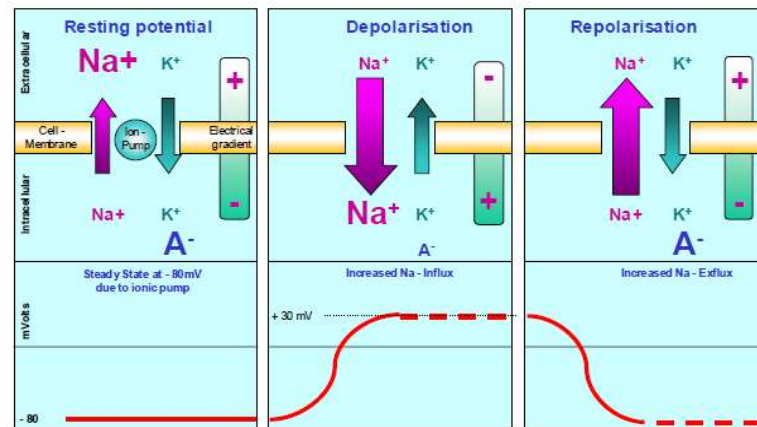


Figura 2.2.3 Efecto químico dentro de las membranas excitables

Fuente: Obtenido de "The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography", Konrad, Peter, April 2005, pág 6.

2.2.1 Uso general de EMG

Además de los estudios fisiológicos y biomecánicos básicos, kinesiológicamente EMG se establece como una herramienta de evaluación para la investigación aplicada, la fisioterapia / rehabilitación, entrenamiento deportivo y las interacciones del cuerpo humano a los productos industriales y las condiciones de trabajo según Figura 2.2.4

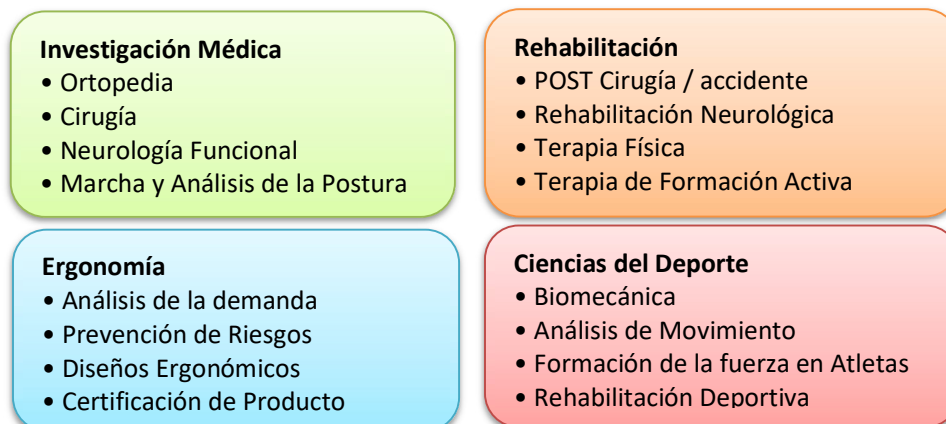


Figura 2.2.4 Áreas de Estudio de EMG

Fuente: Obtenido de "The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography", Konrad, Peter, April 2005, pág 5.

2.2.2 Factores que afectan la detección de señales EMG

En su camino desde la membrana del músculo hasta los electrodos, la señal EMG puede estar afectada por factores externos, alterar sus características y forma. Se pueden agrupar en:

a) Características debido al tejido

La conductividad eléctrica varía con el tipo de tejido, a pesar que el cuerpo humano es un buen conductor eléctrico (Figura 2.2.5), los cambios fisiológicos y la temperatura. Estas condiciones pueden variar mucho de una persona a otra y es por ello que no se realiza una comparación de parámetros de amplitud de las señales electromiográficas de forma cuantitativa.

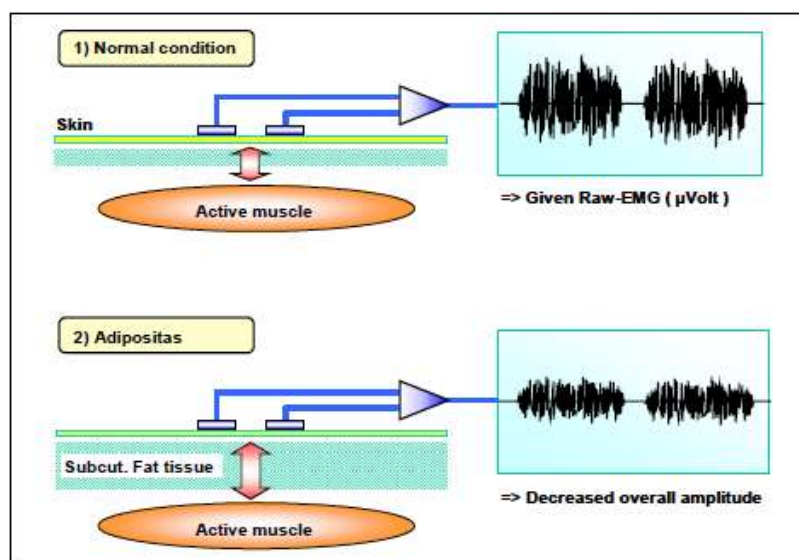


Figura 2.2.5 Factor influyente: características del tejido

Fuente: Obtenido de "The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography", Konrad, Peter, April 2005, pág 11.

b) Diafonía fisiológica

Se puede producir una cantidad significativa de señales EMG, debido a músculos vecinos, que son detectadas por la ubicación de los electrodos locales. Esta condición "**Cross Talk**" normalmente no excede el 10% a 15% del total de la señal. Sin embargo, se debe tomar para arreglos estrechos dentro de los grupos musculares.

c) Ubicación de electrodos

La ubicación, posición y distancia entre los electrodos puede alterar la sensibilidad para la captación de la señal. Además, el movimiento dinámico y la presión externa del medio, son un problema inherente de todos los estudios y se detalla en el punto 2.12 Información de estándares.

d) Ruido externo

Se debe tenerse especial cuidado en entornos eléctricos muy ruidosos. La frecuencia de 60 Hz es directamente la que tiene mayor intervención, por lo general producidos por dispositivos externos, que son conectados a tierra de forma incorrecta.

e) Amplificadores y electrodos

La línea base de la señal EMG puede estar contenida de señales, debido a ruido del amplificador, así como también una mala selección y calidad de electrodos. El ruido interno no debe exceder de 5 Vrms.

La mayoría de estos factores se pueden minimizar o ser controlados por la preparación precisa y comprobar las condiciones pertinentes para el mejor desarrollo del equipo.

2.2.3 Equipo EMG

Equipos de electrodiagnóstico consiste en una computadora, el hardware y el software asociado como muestra la Figura 2.2.6. El hardware es bastante estándar y por lo general incluye un monitor visual, teclado y unidades de disco duro y CDs. Algunos sistemas tienen hardware adicional para el almacenamiento y otros fines. El software varía de la misma manera, facilidad de uso y la capacidad para realizar funciones específicas, etc. Estos equipos permiten al médico:

- Realizar EMG.
- Recopilar datos.

- Ayuda a analizar los resultados (a través de cálculos automáticos que por lo general están pre programados).
- Almacenar la información.

Cuando se está realizando estudios de EMG, la información que usted necesita se muestra en una pantalla, las cuales son fundamentales para interpretar correctamente los hallazgos EMG.



Figura 2.2.6 Equipo EMG

Fuente: Neuronic. Obtenido de <http://www.icneuronic.com/Productos/Potenciales.aspx>

2.3 Electrodo y cables

Los electrodos son dispositivos que ponen en contacto al paciente con el equipo médico de monitorización. A través de ellos se obtiene la información eléctrica de los músculos para el análisis de la señal electromiográfica. Cuentan con un soporte de diferentes formas, redondo, rectangular, cuadrado, ovalado de material resistente derivado del polietileno y de una composición de plata y/o cloruro de plata con una sustancia que facilita la conducción de las señales eléctricas EMG.

El cableado, los contactos y la troncal son elementos muy importantes, debido que unen los electrodos con el equipo de electromiografía para la transmisión de las señales, es por ello que los cables cuentan con certificación de marcas reconocidas para uso médico.

Los electrodos y cables utilizados en el proyecto tienen las siguientes especificaciones, se muestra en la Tabla 2.3.1

Tabla 2.3.1 Especificación Electrodo y Cables

	Tipo	Forma	Tamaño	Material
Electrodos*	3M / 2228	Rectángulo	4 x 3.25 cm	Base de espuma (foam) Contacto: Ag/AgCl
	MEDI-TRACE 100	De Gota	3 cm Diámetro	
Cable Contacto**	M541A / Philips	Twin-Pin	60 cm	Poliuretano termoplástico
Cable Troncal***	Multilink / General Electric	Twin-Pin	200 cm	Poliuretano termoplástico

Elaboración: El Autor

Según la tabla anterior, las imágenes de los modelos de electrodos utilizados son como se muestra en la siguiente Figura 2.3.1



Figura 2.3.1 (a) Electrodo 3M * / (b) MEDI-TRACE 100 *

Fuente: (a) 3M Salud. Obtenido de: <http://www.3msalud.cl/enfermeria/soluciones-productos/electrodo-red-dot-multiuso-resistente-a-fluidos/>

(b) Tiger Medical. Obtenido de: https://www.tigermedical.com/Products/MEDI-TRACE-100-Series-Pediatric-Snap-Style-Electrodes--Case__COV31112496-.aspx

Según tabla anterior, la imagen del modelo de cables de Contactos utilizados, se muestra en la Figura 2.3.2



Figura 2.3.2 Cables Contacto – Twin Pin **

Elaboración: El Autor

Según tabla anterior, la imagen del modelo de cable Troncal utilizado, se muestra en la Figura 2.3.3



Figura 2.3.3 Troncal de Cables ***

Elaboración: El Autor

2.4 Acondicionador de señal

El acondicionador de señal consiste en el procesamiento de una señal analógica para poder obtener la señal de interés, a través de la utilización de amplificadores y filtros [7].

2.4.1 Amplificador operacional JFET

Los amplificadores Operacionales JFET (Transistor de Efecto de Campo de juntura) son dispositivos de alta respuesta en filtros activos, atenuando el ruido [8], además tienen un muy bajo consumo en corriente de entrada y también son de bajo costo. Estos amplificadores son muy usados para adquisición de información.

El LF353 es un amplificador operacional dual JFET [9], utilizado para filtrar señales ECG, EEG y EMG con un factor de calidad muy alto reduciendo el nivel ruido sin perder el nivel de la señal y ganando a su vez un gran ancho de banda.

2.4.1.1 Aplicaciones de amplificador operacional JFET

Las aplicaciones más comunes de los amplificadores operacionales y las que se utilizan en el proyecto son las siguientes:

a) Modo integrador

El producto de una constante por la integral de la señal de entrada, es la salida V_0 . En la Figura 2.4.1, se muestra el esquema del circuito.

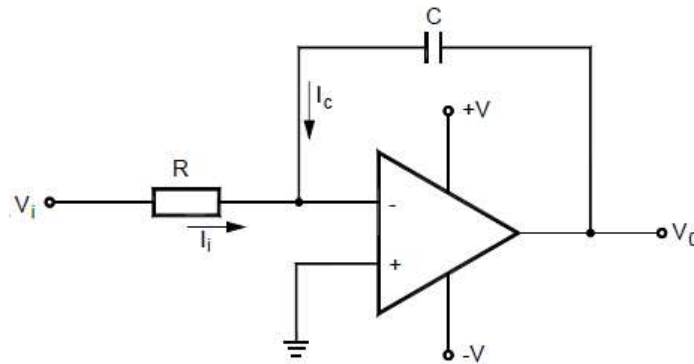


Figura 2.4.1 Amplificador Operacional – Modo Integrador

Fuente: Obtenido de "Tema 5: Circuitos con Amplificadores Operacionales". Hermoso Fernández, Adoración. Oct 2012, pág. 11.pdf

El voltaje de salida V_0 se obtiene de la siguiente ecuación (1):

$$V_0 = -\frac{1}{CR} \int_0^t V_i dt \quad (1)$$

Donde:

V_0 : Voltaje de Salida (V).

V_i : Voltaje de entrada (V).

R_1 : Resistencia de Ganancia (Ω).

R_2 : Resistencia general (Ω).

$\int_0^t dt$: Integral de función de 0 a t.

t: Tiempo (s).

b) Modo seguidor de voltaje

Un seguidor de voltaje es un circuito amplificador operacional que tiene una ganancia de voltaje de 1, también denominado amplificador de aislamiento, amplificador de ganancia unitaria o amplificador buffer. En la Figura 2.4.2, se muestra el esquema del circuito.

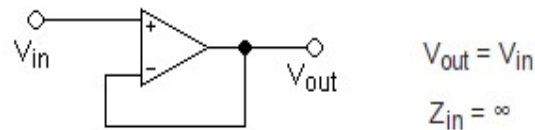


Figura 2.4.2 Amplificador Operacional – Modo Seguidor de Voltaje

Fuente: Amplificador Buffer. Obtenido de https://es.wikipedia.org/wiki/Amplificador_buffer

c) Modo inversor

La tensión de salida tiene una oposición de fase con la señal de entrada, es decir, invierte una señal a 180° y la amplifica. Su valor se obtiene multiplicando una ganancia fija (relación entre R2 y R1) por la tensión de entrada, resultando un desfase, como muestra la Figura 2.4.3

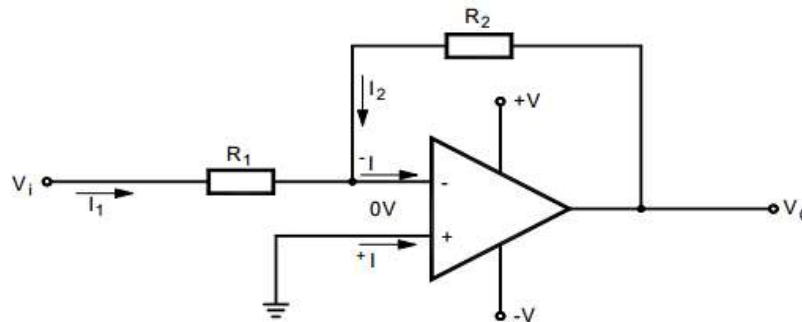


Figura 2.4.3 Amplificador Operacional – Modo Inversor.

Fuente: Obtenido de "Tema 5: Circuitos con Amplificadores Operacionales". Hermoso Fernández, Adoración.
Oct 2012, pág. 1.pdf

De la Figura 2.4.3 se tiene la siguiente ecuación:

$$V_o = -\frac{V_i}{R_1} \times R_2 \quad (2)$$

Donde:

V_o : Voltaje de Salida (V).

V_i : Voltaje de entrada (V).

R_1 : Resistencia de Ganancia (Ω).

R_2 : Resistencia general (Ω).

d) Modo sumador inversor

La característica de este modo es la suma de señales lineales, no se produce interacción entre ellas, debido al punto de tierra virtual que alimentan todas las fuentes de señal. Se puede adicionar cualquier número de entradas, colocando sus respectivas resistencias de entrada (Figura 2.4.4).

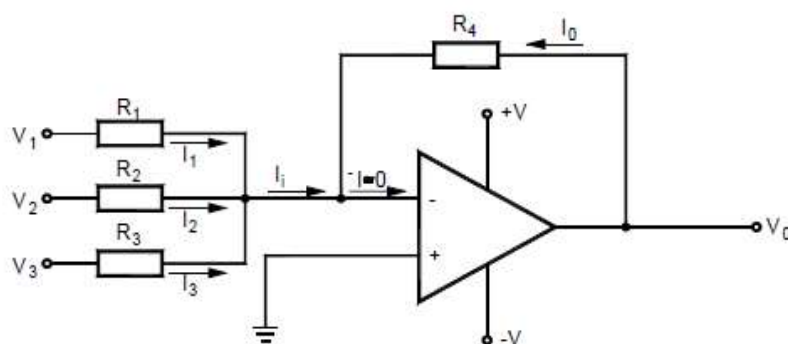


Figura 2.4.4 Amplificador Operacional – Modo Sumador Inversor.

Fuente: Obtenido de "Tema 5: Circuitos con Amplificadores Operacionales". Hermoso Fernández, Adoración.

Oct 2012, pág. 4.pdf

De la Figura 2.4.4 se tienen la siguiente fórmula.

$$V_o = -\left(\frac{R_4}{R_1} \times V_1 + \frac{R_4}{R_2} \times V_2 + \frac{R_4}{R_3} \times V_3\right) \quad (3)$$

Donde:

V_1, V_2, V_3 : Fuente de Señal de entrada (V).

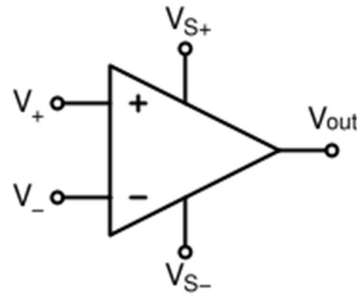
R_1, R_2, R_3 : Resistencia de entrada (Ω).

R_4 : Resistencia común (Ω).

V_o : Voltaje de salida (V).

e) Modo comparador

Utilizando este modo, se determina la señal de mayor voltaje en las entradas del amplificador. Se utiliza el siguiente esquema de la Figura 2.4.5 para comparar las dos señales de entrada.



Si: $V_{s+} = 5V$ y $V_{s-} = 0V$

Entonces:

$V_{out} = 5V$, si: $V_+ > V_-$

$V_{out} = 0V$, si: $V_+ < V_-$

Figura 2.4.5 Amplificador Operacional – Modo Comparador.

Fuente: Amplificadores Operacionales o OPAMP (Comparador) y Comparadores. Obtenido de <https://fornadamecatronico.wordpress.com/2012/11/03/amplificadores-operacionales-o-opamp-comparador-y-comparadores/>

2.4.2 Divisor de voltaje

Los divisores de voltaje son circuitos muy simples pero fundamentales en la electrónica. Su característica es repartir entre una o más resistencias conectadas en serie, el voltaje de una fuente, es decir una fracción del voltaje de la fuente (Figura 2.4.6).

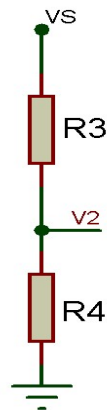


Figura 2.4.6 Esquema de Circuito Divisor de Voltaje (V2)

Elaboración: El Autor

La Figura 2.4.6 muestra el esquema general y más básico, se tiene la siguiente formula:

$$V_2 = \left(\frac{R_4}{R_3 + R_4} \right) \cdot V_s \quad (4)$$

Donde:

V_s : Voltaje de suministro (V).

V_2 : Voltaje de salida (V).

R_3, R_4 : Resistencias del divisor de voltaje (Ω).

2.4.3 Amplificador operacional de instrumentación

Estos amplificadores son de precisión, donde amplifican la señal de interés y disminuyen la intensidad del ruido; su diseño provee un rendimiento excelente con un consumo muy bajo en corriente.

EL INA128P es un amplificador de instrumentación de precisión [10], usado para amplificar señales ECG, EEG y EMG con un alto rendimiento, 130 dB del rechazo al modo común (CMR), con una ganancia de 1 a 10000 empleando una resistencia externa (Figura 2.4.7).

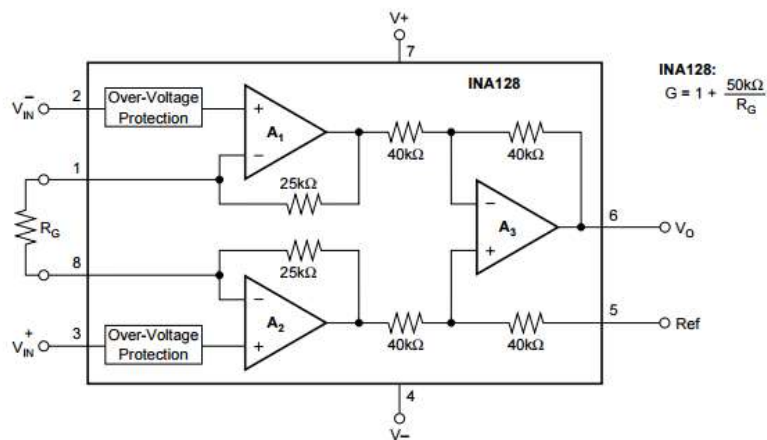


Figura 2.4.7 Esquema Circuitual INA128P

Fuente: Datasheet INA128P. Obtenido de http://pdf.datasheetcatalog.com/datasheets/270/255497_DS.pdf

$$G = 1 + \frac{50k}{R_G} \quad (5)$$

$$V_o = (V_{IN}^+ - V_{IN}^-)G \quad (6)$$

Donde:

R_G: Resistencia de ganancia del INA128 (Ω).

V_{IN}⁺ y **V_{IN}⁻**: Voltaje diferencial de entrada del INA128 (V).

G: Ganancia del INA128.

V_o: Voltaje de Salida del INA128 (V).

2.4.4 Circuito de punto de referencia (Controlador de la pierna derecha)

El circuito de Punto de Referencia usualmente es utilizado con amplificadores diferenciales biopotenciales para reducir el voltaje al modo común [11]. Cuando se amplifica a valores de ganancias muy altos tiende a la inestabilidad, por lo tanto la Figura 2.4.8, se implementa para lograr un buen rendimiento al modo de rechazo común estabilizando el voltaje diferencial. Además se considera muy importante este circuito para la reducción de una interferencia de frecuencias extremadamente altas.

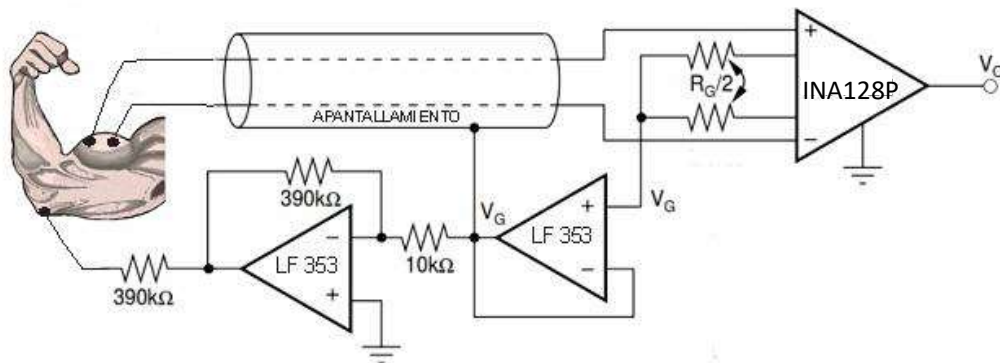


Figura 2.4.8 Circuito de Punto de Referencia

Fuente: Datasheet INA128P. Obtenido de http://pdf.datasheetcatalog.com/datasheets/270/255497_DS.pdf

2.4.5 Filtros activos

Es un filtro analógico que se caracteriza por proporcionar una amplificación de energía con el uso de uno o más componentes activos [12]. Típicamente se utiliza como elemento activo un amplificador operacional, pero también puede ser un transistor o un tubo de vacío.

El uso de amplificadores operacionales, permite obtener resonancia y un elevado factor Q sin el empleo de bobinas, además puede presentar una ganancia en parte o toda la señal de salida en comparación de la señal de entrada.

Los Filtros Butterworth están diseñados para producir una respuesta en frecuencia como muestra la Figura 2.4.9, una respuesta más plana hasta la frecuencia de corte [13]. Es decir, se mantiene casi constante hasta la frecuencia de corte, luego disminuye a razón de 20n dB por década (ó 6n dB por octava aproximadamente), donde “n” es el número de polos del filtro.

Se denomina H a la respuesta en frecuencia, se debe cumplir que las 2N-1 primeras derivadas de $|H(\Omega)|^2$ sean cero para $\Omega = 0$ y $\Omega = \infty$. La función de transferencia se muestra en la ecuación (9).

$$|H(\Omega)|^2 = \frac{1}{1 + \left(\frac{\Omega}{\Omega_c}\right)^{2N}} \quad (7)$$

Donde:

N: Orden del filtro

Ω_c : Frecuencia de corte (Hz).

Ω : Frecuencia analógica compleja ($\Omega=jw$).

H(Ω): Respuesta en Frecuencia (rad/seg)

El diseño puede implementarse mediante células de Sallen-Key, Rauch, componentes discretos, etc.

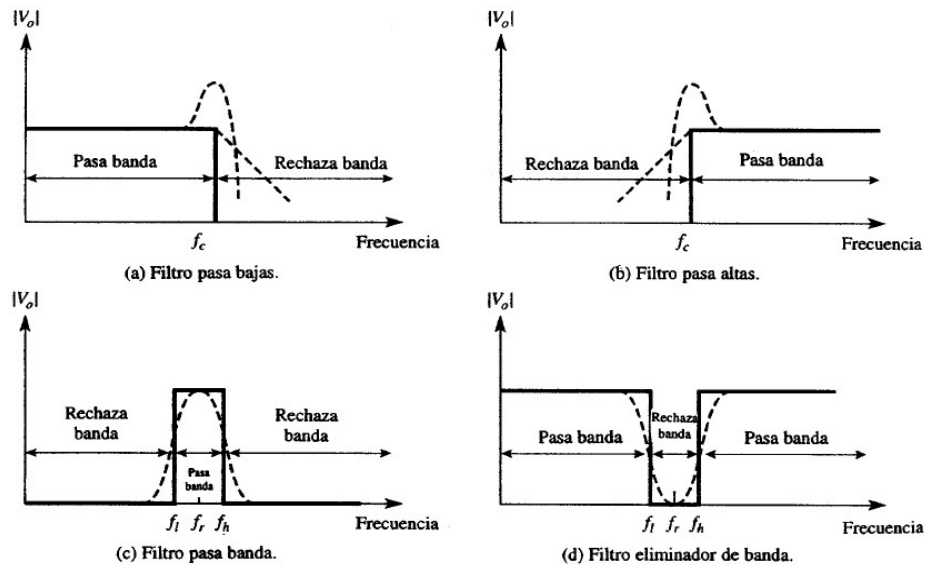


Figura 2.4.9 Tipos de Filtros - Respuesta de frecuencia

Fuente: "Filtros Activos". pág.3. Obtenido de: <http://files.dianamardp-itm.webnode.es/200000056-c67fac77ba/filtros%20activos.pdf>

2.4.5.1 Filtro pasa altos

Los filtros pasa altos son circuitos que atenúan todas las señales cuya frecuencia está por debajo de una frecuencia de corte (f_c) específica y pasa todas aquellas señales cuya frecuencia es superior a la frecuencia de corte [14].

Se diseña un filtro pasa altos Butterworth de segundo orden con la siguiente estructura de circuito como muestra la Figura 2.4.10 y la respuesta de frecuencia con pendiente de 40 dB/década (Figura 2.4.11).

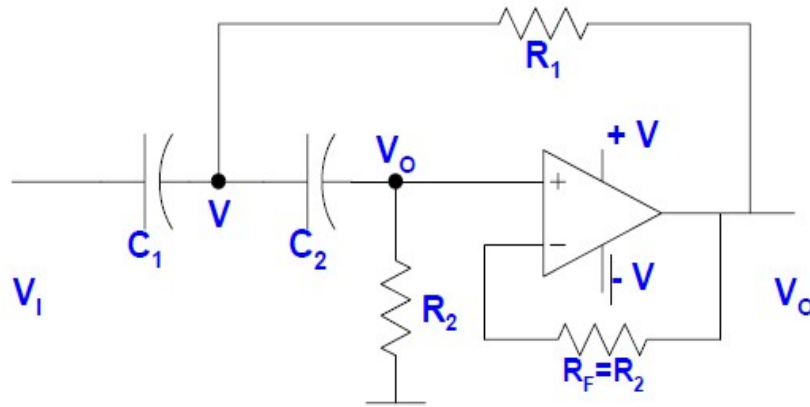


Figura 2.4.10 Esquema de Circuito de Filtro Pasa Altos

Fuente: *Filtros Activos*, pág.14. Obtenido de: <http://files.dianamardp-itm.webnode.es/200000056-c67fac77ba/filtros%20activos.pdf>

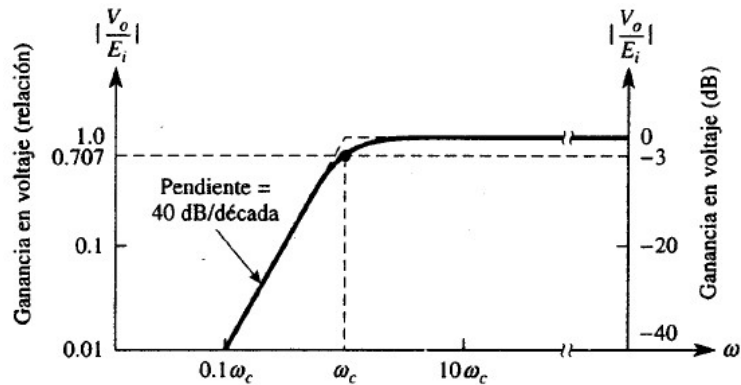


Figura 2.4.11 Respuesta de Frecuencia Filtro Pasa Altos Butterworth de 40 dB/década

Fuente: *Filtros Activos*, pág.14. Obtenido de: <http://files.dianamardp-itm.webnode.es/200000056-c67fac77ba/filtros%20activos.pdf>

De la figura 2.4.10 se tiene la ecuación de diseño:

$$f_n = \frac{1}{2\pi R_1 C\sqrt{2}} \quad (8)$$

Donde:

f_n : Frecuencia de corte del Filtro Pasa Altos (Hz).

R_1 : Valor de Resistencia del Filtro Pasa Altos (Ω).

C : Valor de Condensador del Filtro Pasa Altos (F).

2.4.5.2 Filtro pasa bajos

Un filtro pasa bajos permite el paso de las frecuencias más bajas y atenuar las frecuencias más altas [14]. En diversas aplicaciones se necesita que la ganancia de lazo cerrado se aproxime lo más posible a 1 dentro de la banda de paso, para este tipo de aplicación, lo mejor es el filtro Butterworth. A continuación se muestra en la Figura 2.4.12 la respuesta a la frecuencia ideal (línea continua) y la respuesta a la frecuencia real (línea punteada) de tres tipos de filtros Butterworth.

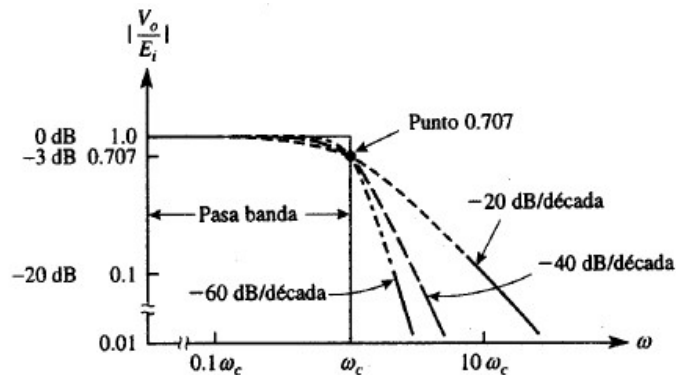


Figura 2.4.12 Respuesta de frecuencia de tres filtros pasa bajos Butterworth

Fuente: *Filtros Activos*, pág.7. Obtenido de: <http://files.dianamardp-itm.webnode.es/200000056-c67fac77ba/filtros%20activos.pdf>

Se describe un filtro pasa bajos Butterworth de segundo orden con la siguiente estructura de circuito como muestra la Figura 2.4.13 y la respuesta de frecuencia con pendiente de 40 dB/década (Figura 2.4.14).

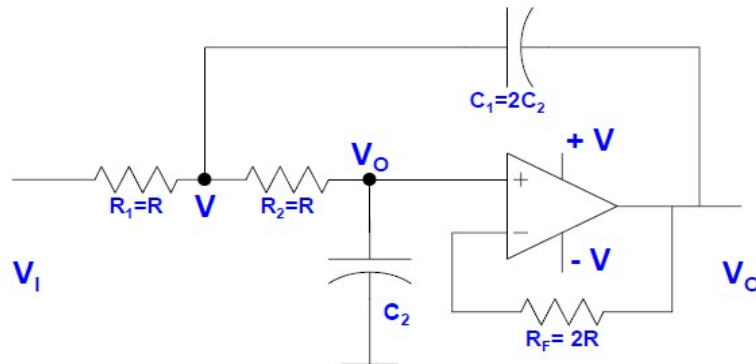


Figura 2.4.13 Esquema de Circuito de Filtro Pasa Bajos

Fuente: *Filtros Activos*, pág.7. Obtenido de: <http://files.dianamardp-itm.webnode.es/200000056-c67fac77ba/filtros%20activos.pdf>

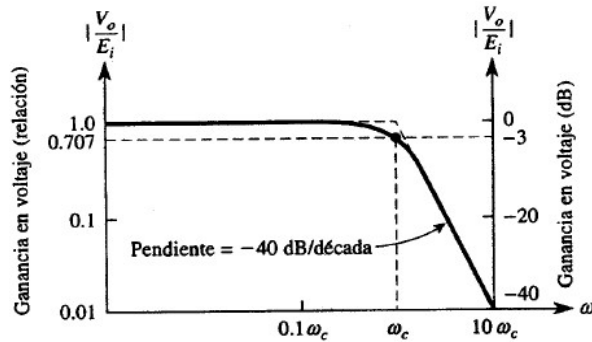


Figura 2.4.14 Respuesta de Frecuencia Filtro Pasa Bajas Butterworth de 40 dB/década

Fuente: *Filtros Activos*, pág.8. Obtenido de: <http://files.dianamardp-itm.webnode.es/200000056-c67fac77ba/filtros%20activos.pdf>

De la Figura 2.4.13, se tiene la ecuación de diseño:

$$f_n = \frac{1}{2\pi RC_2\sqrt{2}} \quad (9)$$

Donde:

f_n : Frecuencia de corte del Filtro Pasa Bajos (Hz).

R: Valor de Resistencia del Filtro Pasa Bajos (Ω).

C_2 : Valor de Condensador del Filtro Pasa Bajos (F).

2.4.5.3 Filtros Notch

El filtro suprime banda, filtro elimina banda, filtro notch o filtro de rechazo de banda, es un filtro electrónico que no permite el paso de señales cuyas frecuencias se encuentran comprendidas entre las frecuencias de corte superior e inferior [15].

En Figura 2.4.15, se muestra el esquema de circuito del filtro notch, y la Figura 2.4.16 representa la respuesta de frecuencia.

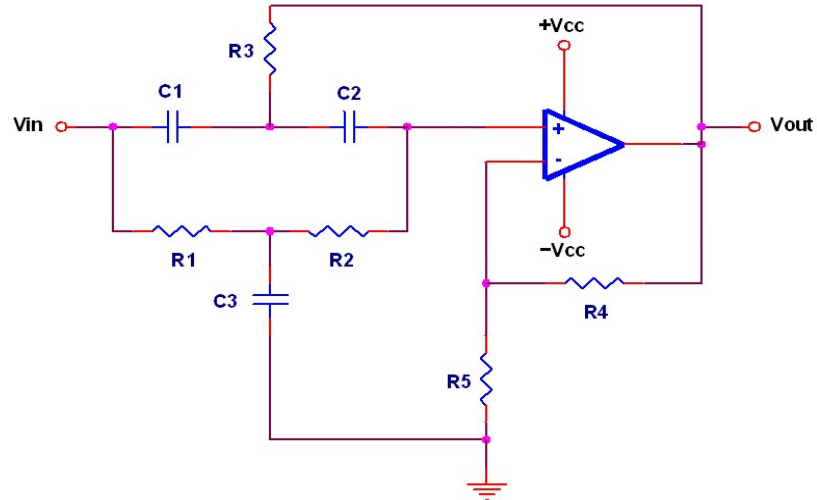


Figura 2.4.15 Esquema de Circuito de Filtro Notch

Fuente: Filtros Activos. Obtenido de: http://gc.initelabs.com/recursos/files/r145r/w875w/U3_liga10.html

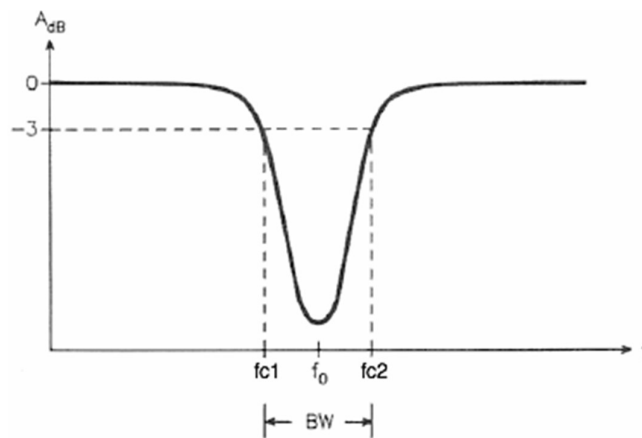


Figura 2.4.16 Respuesta en Frecuencia de Filtro Notch

Fuente: Filtro Rechaza Banda. Obtenido de: <https://wilaebaelectronica.blogspot.pe/2017/01/filtros-rechaza-banda.html>

Según Figura 2.4.15, se tiene los siguientes datos de diseño: $R = R1 = R2$, $R3 = R/2$, $C = C1 = C2$, $C3 = 2C$. A demás las ecuaciones para el diseño de filtros eliminador de frecuencia.

$$Q = \frac{f_0}{Bw} \quad (10)$$

$$Q = \frac{0.5}{2 - Av} \quad (11)$$

Donde:

Q: Factor de calidad del Filtro Notch.

f_0 : Frecuencia Central del Filtro Notch (Hz).

Bw: Ancho de banda del Filtro Notch (Hz).

A_v : Ganancia del Filtro Notch.

La ganancia del circuito y la frecuencia central se determina de la siguiente manera:

$$A_v = \frac{R_4}{R_5} + 1 \quad (12)$$

$$f_0 = \frac{1}{2\pi RC} \quad (13)$$

Donde:

A_v : Ganancia del Filtro Notch.

Q: Factor de calidad del Filtro Notch.

f_0 : Frecuencia Central del Filtro Notch (Hz).

Bw: Ancho de banda del Filtro Notch (Hz).

2.4.6 Offset

La tensión offset se define como la tensión que debe aplicarse entre los dos terminales de entrada de un amplificador operacional para poner a cero la salida según la Figura 2.4.17, se visualiza 2 fuentes que aplican voltajes DC a los terminales de entrada para que la salida sea cero.

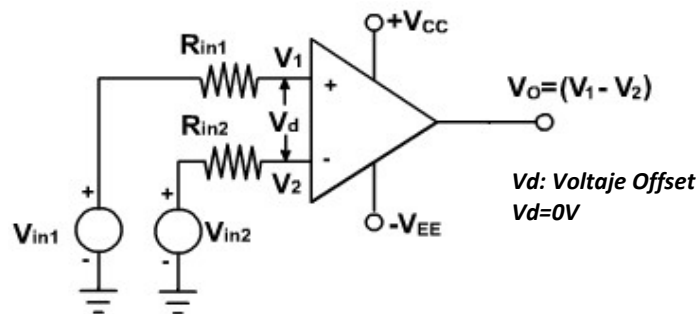


Figura 2.4.17. Voltaje Offset

Fuente: Lectura - 6: Practica Amplificador Operacional. Obtenido de:
http://www.nptel.ac.in/courses/117107094/lecturers/lecture_6/lecture6_page1.htm

Para efectos del proyecto se necesita una señal con un rango de voltajes de 0 a 5 voltios a la entrada del módulo A/D del microcontrolador DSPIC30F6014 para su digitalización, teniendo en cuenta que las señales EMG amplificadas tienen un voltaje pico a pico de 5 voltios (2.5 voltios de señal positiva y 2.5 voltios de señal negativa), implementando un voltaje de offset a -2.5 voltios obtenemos una señal positiva en el rango deseado como se muestra en la Figura 2.4.18. El esquema general del circuito Offset diseñado se muestra en la Figura 2.4.19



Figura 2.4.18 Señal Offset con un nivel de 0 voltios (Izquierda) y con un nivel de 2.5 voltios (Derecha).

Elaboración Propia

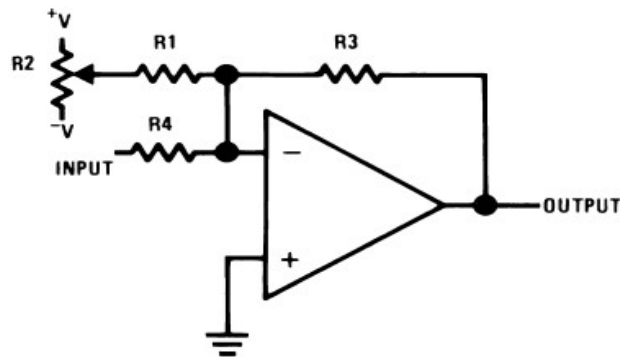


Figura 2.4.19 Esquema Circuito Offset

Fuente: Colección de Circuitos OPAMP. Obtenido de: <http://www.ti.com/ww/en/bobpease/assets/AN-31.pdf>

2.5 Regulador de voltaje

2.5.1 Regulador de voltaje doble polaridad

Una fuente de tensión de doble polaridad permite disponer de dos salidas de voltaje independientes, una positiva (+V_{DC}) y la otra negativa (-V_{DC}), además se debe considerar una corriente máxima de carga (I_{max}). Para esta fuente se utiliza el regulador de voltaje LM317 para la salida de voltaje positivo (de 1.2 a 15 voltios) y el regulador de voltaje LM337 para la salida de voltaje negativo (de -1.2 a -15 voltios).

El regulador de voltaje positivo muestra en la Figura 2.5.1 su esquema circuital.

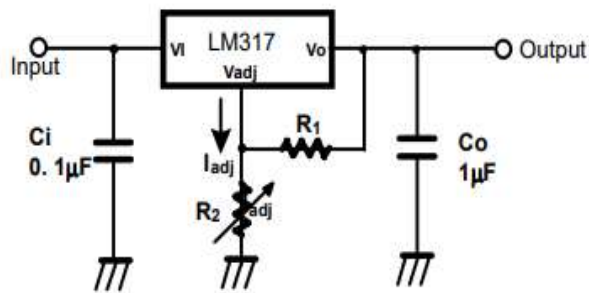


Figura 2.5.1 Regulador de Voltaje Positivo

Fuente: Datasheet LM317. Obtenido de <http://pdf.datasheetcatalog.com/datasheet/fairchild/LM317.pdf>

El esquema del circuito se obtiene desde la hoja técnica del fabricante LM317 [5], como también la ecuación (1) para el cálculo de la resistencia R_2 , dado que se considera la resistencia R_1 en 240 Ω y la corriente de ajuste I_{ADJ} en 50 μA .

$$V_o = 1.25\text{V} \times \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) + I_{ADJ} \times R_2 \quad (14)$$

Donde:

V_o : Voltaje de Salida (V).

R_1, R_2 : Resistencias (Ω).

I_{ADJ} : Corriente de Ajuste (μA).

El regulador de voltaje negativo muestra en la Figura 2.5.2 su esquema circuital.

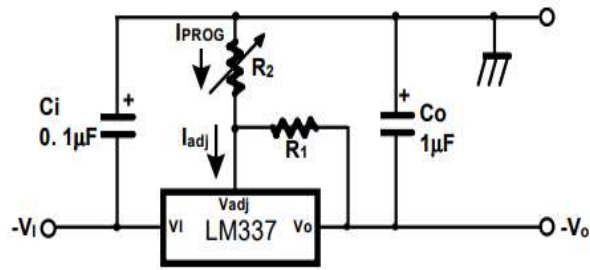


Figura 2.5.2 Regulador de Voltaje Negativo

Fuente: Datasheet LM337. Obtenido de <http://pdf.datasheetcatalog.net/datasheet/fairchild/LM337.pdf>

El esquema del circuito se obtiene desde la hoja técnica del fabricante LM337 [6], así mismo la ecuación (2) para el cálculo de la resistencia R_2 , ya que se considera la resistencia R_1 en 120Ω y la corriente de ajuste I_{ADJ} en $50 \mu A$.

$$-V_o = -1.25V \times \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) \quad (15)$$

Donde:

V_o : Voltaje de Salida (V).

R_2, R_1 : Resistencias (Ω).

I_{ADJ} : Corriente de Ajuste (μA).

Al unir ambos esquemas circuitales, se adiciona un puente de diodos para la rectificación de la señal AC y un transformador con toma central en el devanado secundario para poder obtener un punto común en ambos reguladores de voltaje (Figura 2.5.3).

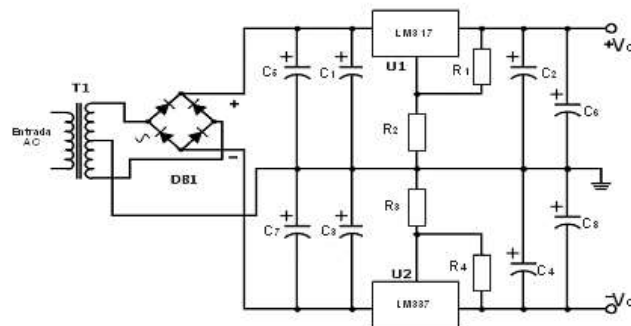


Figura 2.5.3 Regulador de Voltaje de Doble Polaridad

Fuente: Fuente de Doble Polaridad. Obtenido de <https://unicrom.com/fuente-de-voltaje-variable-de-doble-polaridad/>

2.6 Microcontrolador

Un microcontrolador es un circuito de escala de integración que incorpora la mayor parte de los elementos que configuran un controlador, y que dispone de componentes como procesador o unidad central de proceso, memoria EEPROM para contener datos no volátiles, memoria para el programa tipo RAM, memoria para el espacio de programa tipo FLASH, líneas de entrada y salida para comunicarse con el exterior, además dispone diversos módulos para el control de periféricos entre temporizadores, puertas serie y paralelo, conversor analógico/digital y entre otros como muestra la Figura 2.6.1

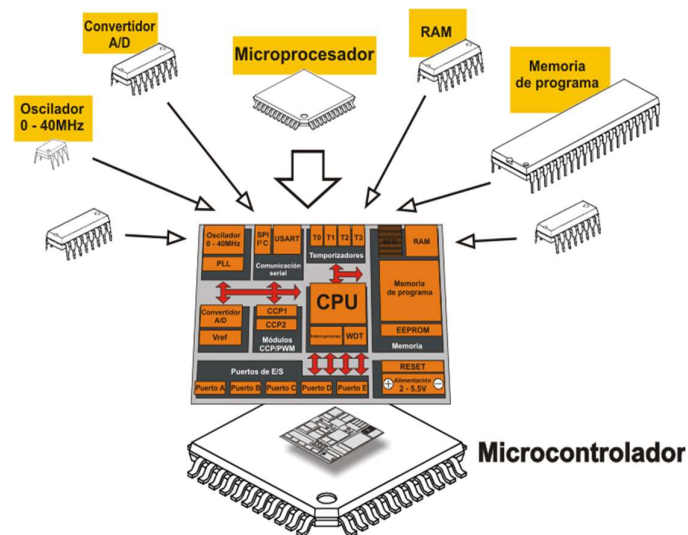


Figura 2.6.1 Integración del Microcontrolador

Fuente: Microcontroladores. Obtenido de: <https://aprendiendoarduino.wordpress.com/2015/03/23/microcontroladores/>

El proyecto desarrollado utiliza un DSPIC 30F6014, microcontrolador de señal digital para sistemas embebidos, donde cuenta con una CPU de 16 bits de la gamma tipo RISC con una arquitectura tipo Harvard modificado, además dispone por encima de 41 fuentes de interrupciones entre 81 instrucciones básicas, también cuenta con un A/D de una resolución de 12 bits con una tasa de conversión hasta 200ksps, con interfaces de comunicación entre UART, SPI, I²C y CAN, con 5 temporizadores de 16 bits, entre otros.

La Figura 2.6.2 muestra la capacidad y cantidad de módulos del microcontrolador, la Figura 2.6.3 muestra la distribución de los pines de los módulos internos que cuenta el microcontrolador de acuerdo a la arquitectura del Dspic30F6014.

Device	Pins	Program Memory		SRAM Bytes	EEPROM Bytes	Timer 16-bit	Input Cap	Output Comp/Std PWM	Codec Interface	A/D 12-bit 100 Ksps	UART	SPI™	I ² C™	CAN
		Bytes	Instructions											
dsPIC30F6014	80	144K	48K	8192	4096	5	8	8	AC'97, I ² S	16 ch	2	2	1	2

Figura 2.6.2 Información de Capacidad y Módulos del DSPIC 30F6014

Fuente: Datasheet 30F6014. Obtenido de: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/70117e.pdf>

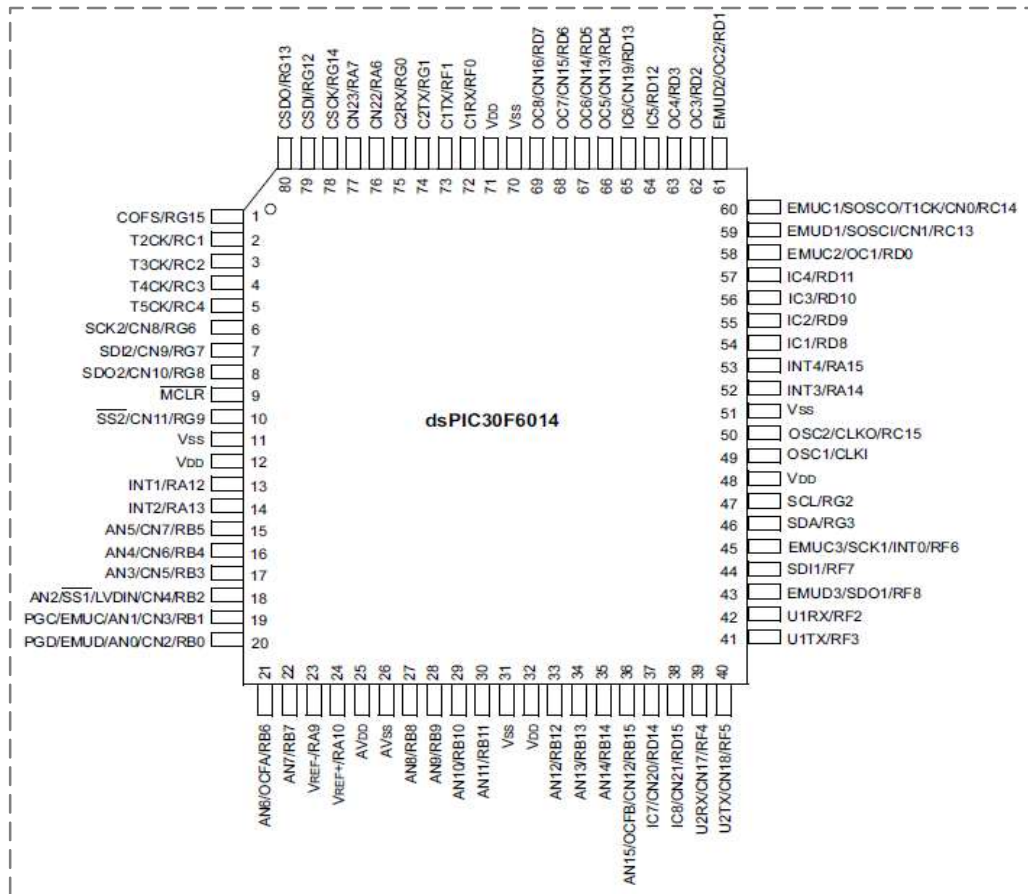


Figura 2.6.3 Distribución de Pines de Dspic30F6014

Fuente: Datasheet 30F6014. Obtenido de: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/70117e.pdf>

El proyecto cuenta con un circuito modular, llamado módulo principal “**EMG BOARD SYSTEM**”, es una placa donde se ubica el microcontrolador y sus puertos de conexión donde se conecta diferentes periféricos; y a su vez está representado en la Figura 2.6.4

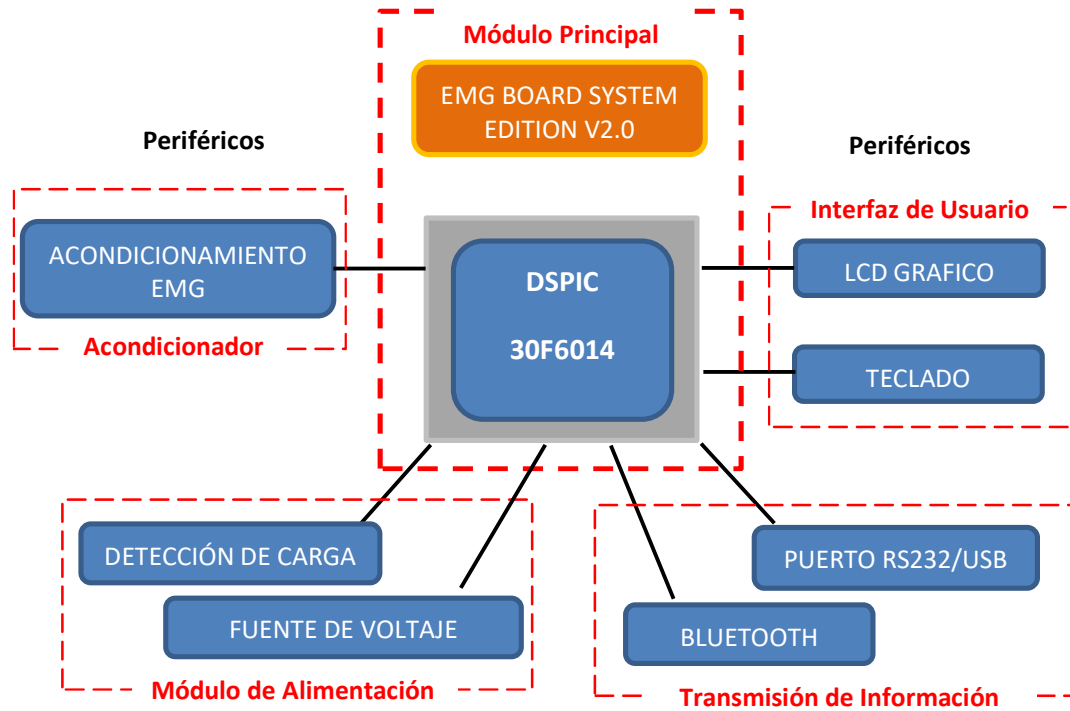


Figura 2.6.4. Diagrama Módulo y Periféricos

Elaboración: El Autor

El periférico **Acondicionador**, es un circuito que se encarga de captar, amplificar, filtrar y ajustar valores de voltaje de la señal electromiográfica.

El periférico **Interfaz de Usuario**, es un circuito que se encarga de mostrar información a través de una pantalla LCD e interactuar físicamente a través de un teclado con el equipo sistema Portátil de Monitoreo de Señales Electromiográficas.

El periférico **Transmisión de Información**, es un circuito que se encarga de transmitir físicamente e inalámbricamente datos a dispositivos donde las señales puedan ser visualizadas en una PC y un Smartphone

respectivamente. Se cuenta con un circuito de conversión RS232/USB para la transmisión alámbrica y un circuito Bluetooth para la transmisión inalámbrica.

El periférico **Módulo de Alimentación**, es un circuito que se encarga de suministrar energía para el funcionamiento de todos los dispositivos, circuitos del equipo y detectar cuando se debe cargar la batería interna del equipo.

2.7 Digitalización de señales analógicas

2.7.1 Muestreo

El muestreo consiste en el proceso de conversión de señales continuas a señales discretas en el tiempo [16]. Este proceso se realiza midiendo la señal en momentos periódicos del tiempo. A continuación se tiene una señal continua y discreta en el tiempo como muestra la Figura 2.7.1

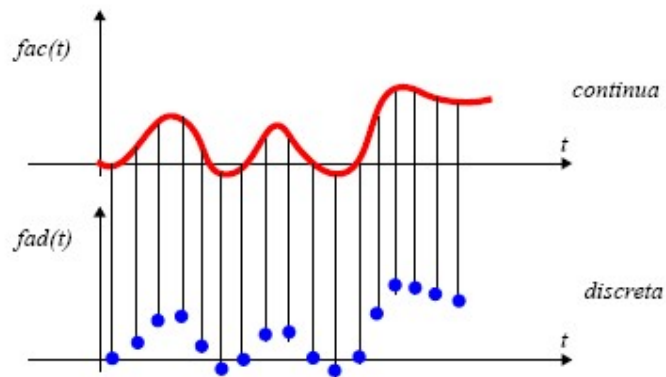


Figura 2.7.1 Señal Continua y Discreta en el tiempo

Fuente: Introducción a la electrónica. Obtenido de: <https://wikisistemasweb.wikispaces.com/Electronica>

2.7.1.1 Teorema de muestreo de Nyquist-Shannon

Según el teorema de muestreo de Nyquist-Shannon [17], para poder replicar con exactitud; es decir, siendo matemáticamente reversible en su totalidad la forma de una onda, es

necesario que la frecuencia de muestreo sea superior al doble de la máxima frecuencia a muestrear debido al efecto aliasing. Si la frecuencia más alta de una señal analógica es $F_{\max} = B$ y se muestrea a una tasa F_s se tiene la siguiente ecuación 16.

$$F_s > 2 F_{\max} \equiv 2 B \quad (16)$$

Donde:

F_s Frecuencia de Muestreo

F_{\max} Frecuencia de Máxima de la Señal a Muestrear

B Ancho de Banda de la Señal a Muestrear

2.7.2 Cuantización

La cuantización es la conversión de una señal continua a una señal discreta en el tiempo [18]. Existen tipos de cuantización, en este caso se va a utilizar cuantización uniforme lineal como muestra la Figura 2.7.2; donde la distancia entre los niveles de cuantización es siempre la misma y no hacen ninguna suposición acerca de la naturaleza de la señal a cuantificar, cuando no se proporciona los resultados exactos dicha información contiene un error de cuantización. Sin embargo, tienen como ventaja que son los más fáciles y menos costosos de implementar.

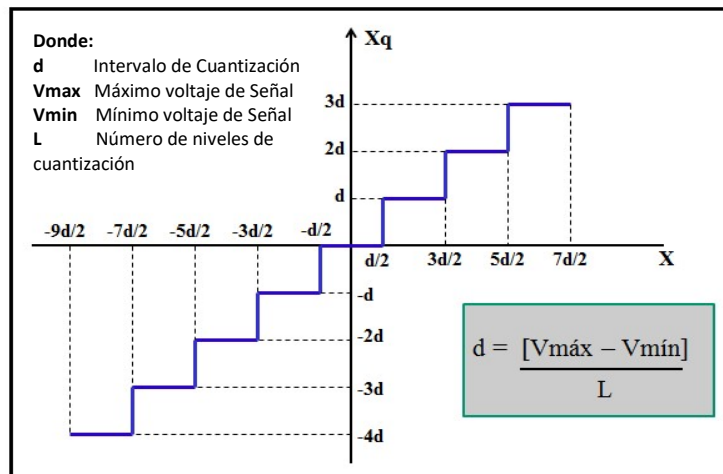


Figura 2.7.2 Cuantificación uniforme e intervalo de cuantización (d)

Fuente: "Practica 6 Cuantificación y Codificación". Ramos López, Javier; Díaz de María, Fernando; Pérez Cruz, Fernando y Luengo García, David. Feb 2010. Obtenido de: http://www.tsc.uc3m.es/~hmlolina/wp-content/uploads/2010/02/lstst_ittst_p6.pdf

2.7.3 Codificación

Después de realizada la cuantización, los valores de las tomas de voltajes se representan numéricamente por medio de códigos y estándares previamente establecidos como muestra la Figura 2.7.3. Lo más común es codificar la señal digital en código numérico binario [19].

La codificación permite asignarle valores numéricos binarios equivalentes a los valores de tensiones o voltajes que conforman la señal eléctrica analógica original.



Figura 2.7.3. Codificación de una señal

Fuente: Así funciona la conversión analógica digital. Obtenido de:
http://www.asifunciona.com/electronica/af_conv_ad/conv_ad_5.htm

El proyecto utiliza un microcontrolador Dspic 30F6014 la cual cuenta con módulos de Conversor Análogo-Digital A/D y se basa en una Arquitectura de Aproximación Sucesivas (SAR), para la conversión de una señal de entrada analógica a una señal digital de 12 bits.

Para el funcionamiento adecuado del microcontrolador Dspic se debe programar en lenguaje C el proceso de digitalización y se tiene que tener en cuenta el cálculo de parámetros y variables siguiendo la hoja técnica del dispositivo Dspic30F6014.

La Figura 2.7.4, muestra el Diagrama de Bloques Funcional del Módulo A/D del Dspic.

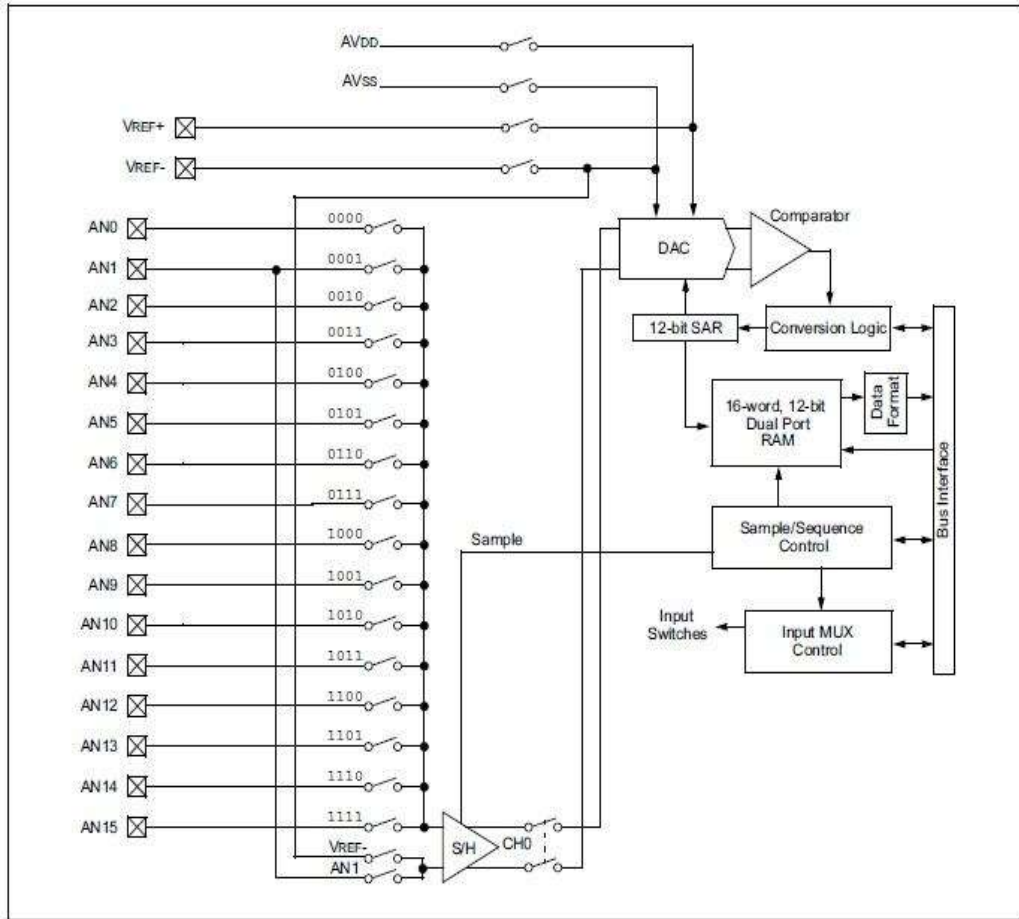


Figura 2.7.4 Diagrama de Bloque Funcional A/D Dspic 30F6014

Fuente: Datasheet 30F6014. Obtenido de: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/70117e.pdf>

El cálculo de la frecuencia de muestreo se determina utilizando el módulo del Timer 3 del Dspic 30F6014. La Figura 2.7.5, muestra el diagrama de bloques.

Los parámetros de conversión del A/D según especificaciones técnicas del microcontrolador se determinan mediante las siguientes ecuaciones:

$$F_{cy} = \frac{F_{osc} \times PLL}{Postcaler \times 4} \quad (17)$$

Donde:

F_{cy}: Frecuencia de Ejecución de Instrucción ($1/T_{cy}$) (Hz).

F_{osc}: Frecuencia del Oscilador del Microcontrolador (Hz).

PLL: Módulo Multiplicador.

Postcaler: Módulo Divisor.

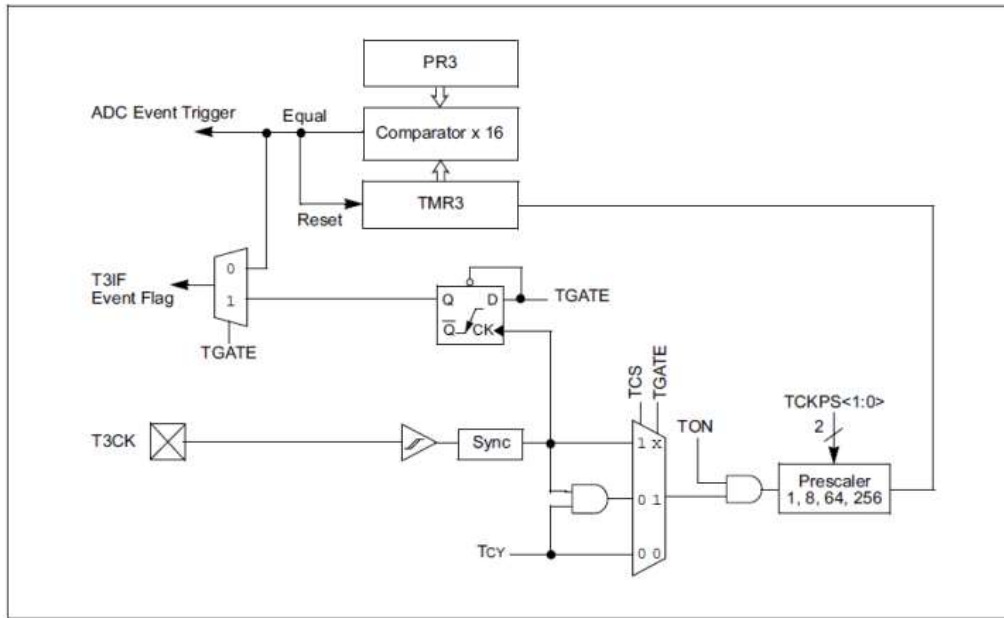


Figura 2.7.5 Diagrama de Bloque Funcional del Módulo TIMER3 del Dspic 30F6014

Fuente: Datasheet 30F6014. Obtenido de: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/70117e.pdf>

Ecuación para el cálculo del tiempo de conversión.

$$TAD = \frac{Tcy}{2} \times (ADCS < 5:0 > + 1) \quad (18)$$

Donde:

TAD: Tiempo del reloj de conversión (s).

Tcy: Tiempo de Ejecución de Instrucción (s).

ADCS: Registro de 6 bits del Dspic 30F6014.

$$Ttotal = \text{Tiempo de Adquisicion} + \text{Tiempo de Conversión} \quad (19)$$

$$Ttotal = 1 TAD + 14 TAD$$

Donde:

Ttotal: Tiempo total de proceso de digitalización del Módulo A/D.

TAD: Tiempo del reloj de conversión

Para determinar este valor teórico-experimental para la programación del Dspic se utiliza la siguiente ecuación 20, derivada del diagrama de bloques de la Figura 2.7.5

$$F_{\text{timer3}} = F_s = \frac{1}{T_{\text{cy}} \times \text{Prescaler} \times \text{PR3}} \quad (20)$$

Donde:

F_s: Frecuencia de Muestreo (Hz).

T_{cy}: Tiempo de Ejecución de Instrucción (s)

PR3: Registro que comanda la cuenta del Timer 3.

Prescaler: Módulo Divisor.

2.8 Comunicación USB 2.0

USB (Bus de serie universal), se basa en una arquitectura de tipo serial; sin embargo, es una interfaz de entrada y salida mucho más rápida que los puertos serial estándar. La arquitectura serial se utilizó para este tipo de puerto por dos razones principales:

- a) La arquitectura serial le brinda al usuario una velocidad de reloj mucho más alta que la interfaz paralela debido a que este tipo de interfaz no admite frecuencias demasiado altas (en la arquitectura de alta velocidad, los bits que circulan por cada hilo llegan con retraso y esto produce errores).
- b) Los cables seriales resultan mucho más económicos que los cables paralelos.

El estándar USB 1.0 se basa en la comunicación de 12 Mb/s en modo de alta velocidad y de 1,5 Mb/s de baja velocidad, luego migra al estándar USB 1.1 manteniendo los rasgos de velocidad y finalmente al estándar USB 2.0 que permite alcanzar velocidades de hasta 480 Mbit/s.

El estándar USB 2.0 se integra en un chip FT232R, que tiene una tasa de transferencia de datos desde 300 baudios hasta 3 Mega baudios en comunicación RS232. La Figura 2.8.1 muestra el logo universal de USB.



Figura 2.8.1. Logotipo del estándar USB

Fuente: Universal Serial Bus. Obtenido de: <http://www.usb.org/developers/compliance/>

2.9 Comunicación Bluetooth

La comunicación Bluetooth es una especificación industrial para redes inalámbricas de área personal (WPAN) que facilita la comunicación de transmisión de voz y datos entre equipos móviles inalámbricamente [20], por radiofrecuencia en la banda de 2,4 GHz.

Se denomina Bluetooth al protocolo de comunicación diseñado sólo para dispositivos de bajo consumo, bajo costo y con una cobertura baja. Además se clasifican en referencia a su potencia de transmisión como clase 1, clase 2 y clase 3, como se indica en la Tabla 2.9.1

Tabla 2.9.1 Clases de Bluetooth

Clase	Potencia máxima permitida (mW)	Potencia máxima permitida (dBm)	Rango (Aproximado)
Clase 1	100	20	100
Clase 2	2.5	4	20
Clase 3	1	0	1
Clase 4	0.5	0	0.5

Fuente: Bluetooth, clases y versiones. Obtenido de: <http://blog.330ohms.com/2017/02/02/bluetooth-clases-y-versiones-desde-v1-0-hasta-v5-0/>

Además los dispositivos con bluetooth también se pueden clasificarse según su ancho de banda como se muestra en la Tabla 2.9.2.

Tabla 2.9.2 Ancho de Banda Bluetooth

Versión	Ancho de Banda (Mbps)
1.2	1
2.0 (con EDR)	3
3.0 (con HS)	24
4.0	25 - 32
5.0	50 - 64

Fuente: Bluetooth, clases y versiones. Obtenido de: <http://blog.330ohms.com/2017/02/02/bluetooth-clases-y-versiones-desde-v1-0-hasta-v5-0/>

La versión Bluetooth 2.0 más EDR, presenta una aceleración de transferencia de datos de 3 Mbps. Además esta versión mejorada, utiliza la modulación por desplazamiento de fase (PSK) con una combinación entre la modulación por desplazamiento de frecuencia gaussiana (GFSK) y dos variantes $\pi/4$ -DQPSK con 8DPSK, lo que implica un menor consumo de energía a través de un ciclo de trabajo reducido.

2.10 Lenguaje de Programación CSharp (C#)

C# es un lenguaje de programación [21] orientado a objetos desarrollado y estandarizado por Microsoft como parte de su plataforma .NET, que después fue aprobado como un estándar por la ECMA (ECMA-334) e ISO (ISO/IEC 23270).

Su sintaxis básica deriva de C/C++ y utiliza el modelo de objetos de la plataforma .NET, similar al de Java, aunque incluye mejoras derivadas de otros lenguajes. Aunque C# forma parte de la plataforma .NET, ésta es una API, mientras que C# es un lenguaje de programación independiente diseñado para generar programas .NET. Ya existe un compilador implementado que provee el marco Mono - DotGNU, el cual genera programas para distintas plataformas como Windows, Unix, Android, iOS, Windows Phone, Mac OS y GNU/Linux.

2.10.1 Características principales de C#

Se mencionan las principales características que definen al lenguaje de programación C#. Algunas de estas características no son propias del lenguaje, sino de la plataforma .NET, pero que tienen una implicación directa en el lenguaje.

- **Sencillez de uso**
- **Modernidad**
- **Orientado a objetos**
- **Orientado a componentes**
- **Recolección de basura**
- **Seguridad de tipos**
- **Instrucciones seguras**
- **Unificación de tipos**
- **Extensión de los operadores básicos**
- **Extensión de modificadores**
- **Eficiente**
- **Compatible**

2.10.2 Compiladores e IDE's

Existen los siguientes compiladores o IDE para el lenguaje C#:

- Microsoft .NET Framework 2.0 (SDK) incluye un compilador de C#, pero no un IDE.
- Microsoft Visual Studio, IDE por excelencia de este lenguaje.
- SharpDevelop, IDE libre para C# bajo licencia GNU LGPL, con una interfaz muy similar a Microsoft Visual Studio.
- Mono, es una implementación con licencia GNU GPL de todo el entorno .NET desarrollado por Novell. Como parte de esta implementación se incluye un compilador de C#.

- Delphi 2006, de Borland Software Corporation.
- DotGNU Portable .NET, de la Free Software Foundation.

Microsoft Visual Studio es el software utilizado para el desarrollo del proyecto, la cual es un entorno (IDE) para sistemas operativos Windows. Soporta múltiples lenguajes de programación tales como C++, C#, Visual Basic .NET, F#, Java, Python, Ruby, PHP; al igual que entornos de desarrollo web como ASP.NET MVC, Django, etc. Permite a los desarrolladores crear aplicaciones, sitios y aplicaciones web, así como servicios web en cualquier entorno que soporte la plataforma .NET. Así se pueden crear aplicaciones que se comuniquen entre estaciones de trabajo, páginas web, dispositivos móviles, dispositivos embebidos, consolas, etc. La Figura 2.10.1 muestra el logo de Visual Studio y C#.



Figura 2.10.1 Logo de Visual Studio y CSharp (C#)

Fuente: Web Development, Networking, Security, SEO. Obtenido de: <https://www.ryadel.com/en/multipage-tiff-files-asp-net-c-sharp-gdi-alternative/>

2.11 Desarrollo Aplicaciones Android

El desarrollo de aplicaciones móviles plantea un reto, debido que existe tanta disparidad de dispositivos, sistemas operativos, tamaños de visualización, características de los dispositivos y que funcione igualmente bien en distintos entornos sin decepcionar al usuario final.

El desarrollo exitoso de aplicaciones móviles requiere más que una interfaz de usuario atractiva, también implica: Pruebas, Integración, Seguridad, Control de calidad, Gestión continúa.

2.11.1 ¿Qué es Android?

Es un sistema operativo móvil basado en el kernel de Linux, por esa razón es libre, gratuito y multiplataforma. El SDK de Android proporciona las herramientas y APIs necesarias para empezar a desarrollar aplicaciones en la plataforma Android [22] usando el lenguaje de programación Java y siguiendo una arquitectura como muestra la Figura 2.11.1. Se puede crear aplicaciones para Android y obtener el kit de desarrollo (SDK) sin la necesidad de pagar ya que Android es Open Source.

Android es una de las interfaces más conocidas en teléfonos móviles que se puede encontrar. Así como encontramos en un iPhone con iOS, un Nokia con Microsoft Phone o incluso los Blackberry.

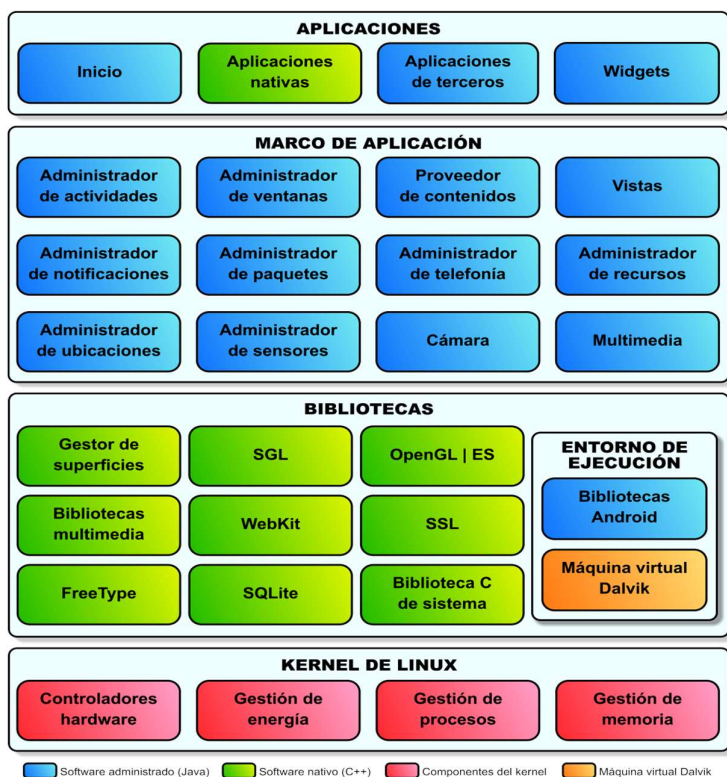


Figura 2.11.1 Arquitectura de Android

Fuente: Arquitectura de Android. Obtenido de: <https://columna80.wordpress.com/2011/02/17/arquitectura-de-android/>

2.11.2 Historial de actualizaciones

Android tiene varias actualizaciones desde su liberación inicial [23] (Tabla 2.11.1), estas versiones típicamente arreglan bugs y agregan nuevas funciones. Cada actualización del sistema operativo Android es desarrollada bajo un nombre en código de un elemento relacionado con dulces en orden alfabético como muestra la Figura 2.11.2

Tabla 2.11.1 Versiones Android

Versión	Nombre	Fecha de distribución	API level
8.0	<i>Oreo</i>	21 de agosto de 2017	26-27
7.0	<i>Nougat</i>	15 de junio de 2016	24-25
6.0	<i>Marshmallow</i>	5 de octubre de 2015	23
5.1	<i>Lollipop</i>	6 de abril de 2015	22
5.0	<i>Lollipop</i>	3 de noviembre de 2014	21
4.4	<i>Kit Kat</i>	31 de octubre de 2013	19
4.3	<i>Jelly Bean</i>	24 de julio de 2013	18
4.2	<i>Jelly Bean</i>	13 de noviembre de 2012	17
4.1	<i>Jelly Bean</i>	9 de julio de 2012	16
4.0	<i>Ice Cream Sandwich</i>	16 de diciembre de 2011	14
2.3	<i>Gingerbread</i>	9 de febrero de 2011	10
2.2	<i>Froyo</i>	20 de mayo de 2010	8

Fuente: Historial de versiones de Android. Obtenido de: https://es.wikipedia.org/wiki/Anexo:Historial_de_versiones_de_Android



Figura 2.11.2 Logo de las Versiones de Android

Fuente: "Versiones de Android". Morote, Pedro. Dic 2017. Obtenido de: <https://www.tec.com.pe/android-dejara-usar-nombres-dulces-versiones-futuras/>

2.12 Información de estándares

La tesis se basó en 2 estándares y/o recomendaciones internacionales los cuales fueron una guía para el desarrollo adecuado de todas la etapas del Sistema de Monitoreo de señales electromiográficas. Las cuales son las siguientes:

2.12.1 SENIAM

El programa de investigación *SENIAM* (electromiografía de superficie para la evaluación no invasiva de los músculos) [24] es una acción concertada europea en la Salud y el Programa de Investigación Biomédica de la Unión Europea.

Electromiografía de superficie (*SEMG*) es una técnica que se utiliza para muchas aplicaciones en las áreas como la Neurología, Rehabilitación, Ortopedia, Ergonomía, Deportes, etc. Aunque sus fundamentos ya se han desarrollado a principios del siglo XX y se convirtió rápidamente popular durante los últimos diez años, *SEMG* no es todavía una técnica utilizada generalizada. La variedad en la metodología utilizada dificulta el uso generalizado de la técnica por lo tanto, la Normalización es esencial.

Los objetivos de *SENIAM* son:

- 1) Resolver los elementos claves que impiden un útil intercambio de datos y la experiencia (clínica).
- 2) Integrar la investigación básica y aplicada sobre *SEMG* en un nivel europeo e internacional con el fin de establecer la cooperación.

El proyecto *SENIAM* ha dado gran lugar a recomendaciones internacionales para sensores, procedimientos de colocación del sensor y los métodos de procesamiento de señales *SEMG*, un conjunto de modelos de simulación para la educación y las pruebas, un conjunto de señales de prueba, ocho libros y varias publicaciones.

Se detallan las recomendaciones que provee el programa de investigación *SENIAM*:

2.12.1.1 Forma de electrodo

SENIAM indica en sus recomendaciones, que solo restringe a sensores bipolares. "Forma de electrodo" se define como la forma de la zona conductora de los electrodos *SEMG*.

En la literatura, tanto la forma rectangular (cuadrado) y circular (ovalada) de los electrodos son utilizados para las adquisiciones de *SEMG*. Al considerar sólo las diferencias en la forma (es decir, la comparación de un electrodo circular con un diámetro de R, con un cuadrado de tamaño del electrodo R x R) no hay mucha diferencia en el rendimiento y la zona de sensado.

SENIAM recomienda utilizar electrodos de forma circular con diámetro de 10 milímetros.

2.12.1.2 La distancia entre los electrodos

Se denomina "Distancia entre los electrodos", a la distancia desde el centro de cada zona conductora de 2 electrodos bipolares. La influencia de la distancia entre los electrodos en la zona de adquisición y la diafonía es un elemento relevante.

SENIAM recomienda, colocar a una distancia de 20 milímetros los electrodos bipolares *de superficie*, alrededor de la ubicación recomendada del músculo. En músculos relativamente pequeños, la distancia entre electrodos no debe exceder 1/4 de la longitud de la fibra muscular. De esta manera se pueden evitar grabaciones inestables, debido al tendón y placa motora.

2.12.1.3 Material del electrodo

Se requiere una baja impedancia entre el electrodo y la piel, además de un comportamiento "estable" en el tiempo. Para ello, el material del electrodo debe permitir una buena adherencia.

Un inventario ha demostrado que se utilizan diferentes tipos de material: Ag / AgCl, AgCl, Ag, Au, etc., y los electrodos de Ag / AgCl se utilizan con mayor frecuencia. Estos proporcionan un bajo nivel de ruido y comercialmente son más disponibles.

Los electrodos se combinan principalmente con gel de electrodo, tanto pre-gelificado como electrodos no gelificados. El gel y pasta se utilizan para reducir la impedancia del electrodo-piel.

SENIAM recomienda utilizar sensores bipolares pre-gelificadas y electrodos de Ag / AgCl.

2.12.1.4 Construcción de sensor

Se define "Construcción de sensor", a la implementación e integración de los electrodos, cables y pre-amplificador (si es aplicable). Algunos efectos indirectos en la señal *EMG*, que perturban o interfieren:

- Si la construcción del sensor, durante la contracción muscular puede variar la señal, como la amplitud, la forma y anchura de los potenciales y en consecuencia afectará el patrón de interferencia tanto con respecto a sus características de amplitud y frecuencia.
- Si la construcción del sensor, permite tracción de cables o inercia de la construcción, existe el riesgo potencial de movimiento de artefactos.

SENIAM recomienda, colocar los electrodos bipolares y fijar la distancia usando cinta adhesiva o bandas elásticas.

2.12.1.5 Determinación de la ubicación del sensor

Después de que el paciente ha sido posicionado en la postura inicial recomendada, la ubicación del sensor *SEMG* puede ser determinada y marcada. *SENIAM* describe la ubicación de sensores en 8 tipos de músculos. Donde se describe con una "X", la ubicación de los electrodos.

Para ello, se debe identificar los puntos de referencia anatómicos, de acuerdo con el músculo seleccionado. Luego, se traza una línea entre los 2 puntos de referencia. Los sensores pueden estar ubicados en algún lugar de esta línea, entonces se mencionan las siguientes recomendaciones generales:

- Colocar el sensor en la mitad entre los 2 puntos de referencia, teniendo en cuenta la ubicación longitudinal del sensor respecto del músculo.
- Colocar el sensor lejos del "borde" con otros músculos o subdivisiones, teniendo en cuenta la ubicación transversal del sensor respecto del músculo, permitiendo que se maximice la distancia geométrica del músculo.

De acuerdo a los puntos anteriores se describe la ubicación de los Electrodos en los siguientes músculos individuales:

a) **Músculo bíceps braquial (porción corta y porción larga)**

La Figura 2.12.1 muestra el punto de colocación de electrodos de superficie en el músculo bíceps braquial porción corta y larga.



Figura 2.12.1 Ubicación de electrodos en músculo Bíceps braquial - porción corta y porción

Fuente: The European Recommendations for Surface Electromyography (SENIAM).
 Obtenido de: http://www.seniam.org/images/SEMGlocations/ArmHandLoc01_large.gif

b) Músculo tríceps braquial

La Figura 2.12.2 muestra el punto de colocación de electrodos de superficie en el músculo tríceps braquial porción larga.



Figura 2.12.2 Ubicación de electrodos en músculo Tríceps braquial (porción larga)

Fuente: The European Recommendations for Surface Electromyography (SENIAM).
 Obtenido de: http://www.seniam.org/images/SEMGlocations/ArmHandLoc02_large.gif

La Figura 2.12.3 muestra el punto de colocación de electrodos de superficie en el músculo tríceps braquial porción lateral.

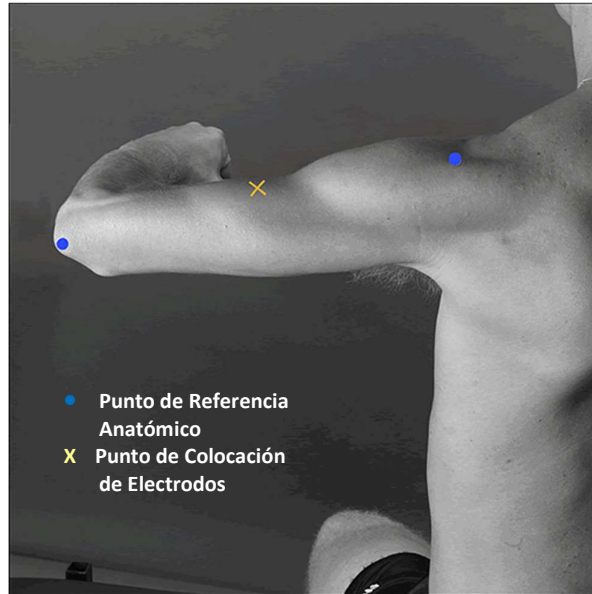


Figura 2.12.3 Ubicación de electrodos en músculo Tríceps braquial (porción lateral)

Fuente: The European Recommendations for Surface Electromyography (SENIAM).
 Obtenido de: http://www.seniam.org/images/SEMGlocations/ArmHandLoc03_large.gif

c) Músculo cuádriceps femoral

La Figura 2.12.4 muestra el punto de colocación de electrodos de superficie en el músculo cuádriceps femoral (recto femoral).

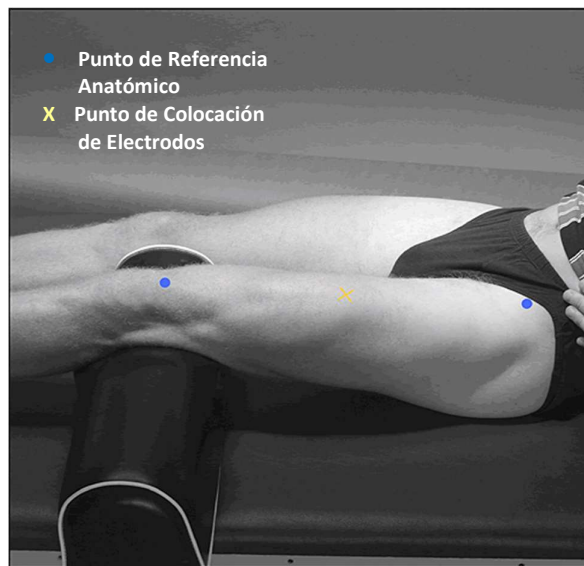


Figura 2.12.4 Ubicación de electrodos en músculo Cuádriceps femoral (recto femoral)

Fuente: The European Recommendations for Surface Electromyography (SENIAM).
 Obtenido de: http://www.seniam.org/images/SEMGlocations/UpperLegLoc04_large.gif

La Figura 2.12.5 muestra el punto de colocación de electrodos de superficie en el músculo cuádriceps femoral (vasto medial).

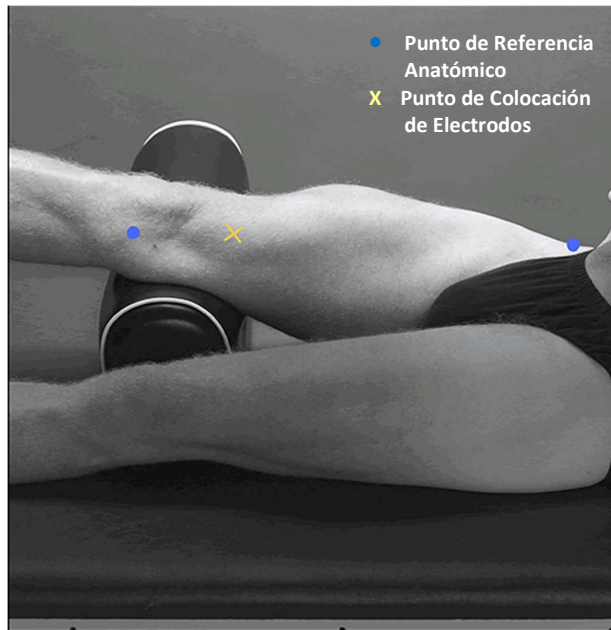


Figura 2.12.5 Ubicación de electrodos en músculo Cuádriceps femoral (vasto

Fuente: The European Recommendations for Surface Electromyography (SENIAM).
Obtenido de: http://www.seniam.org/images/SEMGlocations/UpperLegLoc05_large.gif

La Figura 2.12.6 muestra el punto de colocación de electrodos de superficie en el músculo cuádriceps femoral (vasto externo).



Figura 2.12.6 Ubicación de electrodos en músculo Cuádriceps femoral (vasto

Fuente: The European Recommendations for Surface Electromyography (SENIAM).
Obtenido de: http://www.seniam.org/images/SEMGlocations/UpperLegLoc06_large.gif

d) Músculo bíceps femoral (porción corta y porción larga)

La Figura 2.12.7 muestra el punto de colocación de electrodos de superficie en el músculo bíceps femoral porción corta y larga.



Figura 2.12.7 Ubicación de electrodos en Bíceps femoral - porción corta y porción

Fuente: The European Recommendations for Surface Electromyography (SENIAM).
Obtenido de: http://www.seniam.org/images/SEMGlocations/UpperLegLoc07_large.gif

e) Músculo semitendinoso

La Figura 2.12.8 muestra el punto de colocación de electrodos de superficie en el músculo semitendinoso.



Figura 2.12.8 Ubicación de electrodos en músculo

Fuente: The European Recommendations for Surface Electromyography (SENIAM).
Obtenido de: http://www.seniam.org/images/SEMGlocations/UpperLegLoc08_large.gif

f) **Músculo gastrocnemio**

La Figura 2.12.9 muestra el punto de colocación de electrodos de superficie en el músculo gastrocnemio medial.

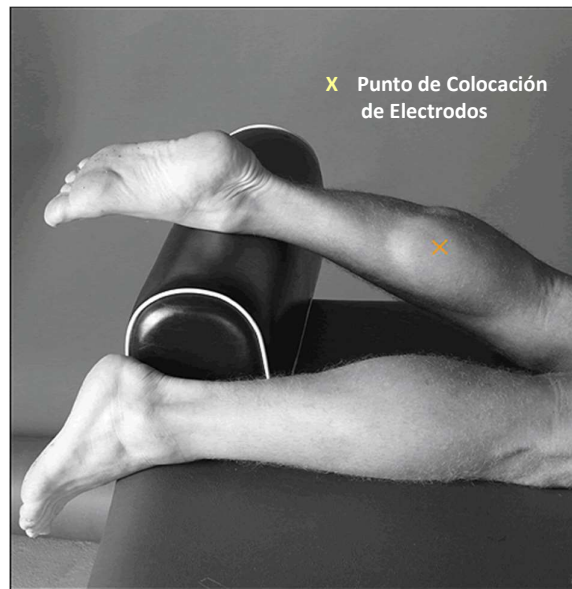


Figura 2.12.9 Ubicación de electrodos en músculo Gastrocnemio

Fuente: *The European Recommendations for Surface Electromyography (SENIAM)*.
Obtenido de: http://www.seniam.org/images/SEMGlocations/LowerLegLoc05_large.gif

La Figura 2.12.10 muestra el punto de colocación de electrodos de superficie en el músculo gastrocnemio lateral.



Figura 2.12.10 Ubicación de electrodos en músculo Gastrocnemio

Fuente: *The European Recommendations for Surface Electromyography (SENIAM)*.
Obtenido de: http://www.seniam.org/images/SEMGlocations/LowerLegLoc06_large.gif

g) Músculo tibial anterior

La Figura 2.12.11 muestra el punto de colocación de electrodos de superficie en el músculo tibial anterior.



Figura 2.12.11 Ubicación de electrodos en músculo Tibial

Fuente: *The European Recommendations for Surface Electromyography (SENIAM)*.
Obtenido de: http://www.seniam.org/images/SEMGlocations/LowerLegLoc01_large.gif

h) Músculo peroneo lateral largo

La Figura 2.12.12 muestra el punto de colocación de electrodos de superficie en el músculo tibial anterior.

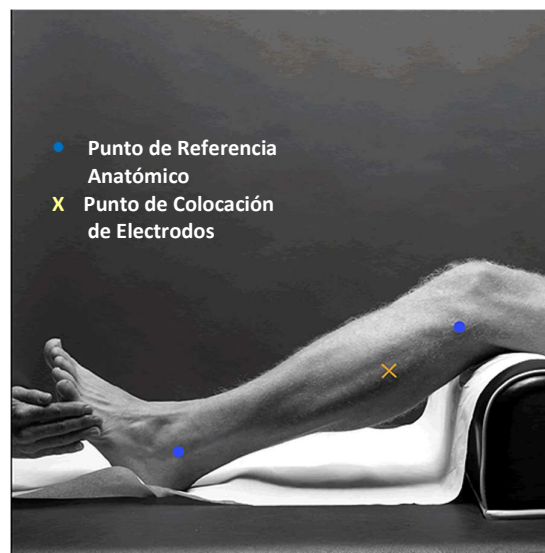


Figura 2.12.12 Ubicación de electrodos en músculo Peroneo Lateral

Fuente: *The European Recommendations for Surface Electromyography (SENIAM)*.
Obtenido de: http://www.seniam.org/images/SEMGlocations/LowerLegLoc02_large.gif

2.12.1.6 La colocación y fijación del sensor

Después que se ha determinado y marcado la ubicación del sensor, los electrodos deben ser colocados y fijados alrededor de la ubicación determinada. Las recomendaciones *SENIAM* de colocación de los electrodos y la fijación consisten en los siguientes puntos:

a) Orientación de electrodos

"Orientación" se define como la posición de la línea con respecto a la dirección de las fibras musculares entre los 2 electrodos bipolares. Se sabe de la teoría que la orientación de los electrodos tiene un efecto importante sobre la *SEMG*. Necesita ser colocado en una ubicación en la que el riesgo de una señal de perturbación de modo común sea mínimo.

SENIAM recomienda, colocar en orientación paralela a las fibras musculares, los electrodos bipolares.

b) La fijación en la piel

SENIAM recomienda usar una banda elástica o cintas o anillos para la fijación de los electrodos y los cables, de tal manera que los electrodos estén bien fijados a la piel, que el movimiento no se vea obstaculizado y los cables no ejerzan fuerza en los electrodos.

c) Localización del electrodo de referencia

Los electrodos de referencia generalmente deben ser colocados sobre el tejido eléctricamente inactivo, en función de los músculos que se está sensando.

Dependiendo de la aplicación, *SENIAM* recomienda utilizar la muñeca, codo o el tobillo como la ubicación estándar del electrodo de referencia.

2.12.2 ISEK

La Sociedad Internacional de Electrofisiología y Kinesiología (ISEK) [25] es una organización multidisciplinaria compuesto por miembros de todas partes del mundo en los campos relacionados con la salud y la ciencia básica con un deseo común para estudiar el movimiento humano y el sistema neuromuscular.

El objetivo de la Sociedad es promover la investigación y la enseñanza en las disciplinas de la Sección de Electrofisiología y Kinesiología en condiciones normales, de experimentación y patológicas de los sistemas sensoriales y motores. Después de muchos años de debate sobre las normas y las unidades de EMG, en febrero de 1999, ISEK publicó "Estándares para el Reporte de datos EMG" es escrito por el Dr. Roberto Merletti y están avalados por la Sociedad Internacional de Electrofisiología y Kinesiología (*ISEK*). Las normas también se publican en el Diario de la electromiografía y Kinesiología (*JEK*). A continuación se nombra cada punto, que se recomienda para la buena práctica del reporte de EMG.

a) Electrodo de superficie

Se debe tener en cuenta para la grabación de las señales EMG [26] lo siguiente:

- Material de electrodo (Al / AgCl).
- Forma de electrodos (discos, bares, rectangular).
- Tamaño (diámetro, radio, longitud de la anchura).
- Uso de gel o pasta, alcohol aplicado para limpiar la piel, a la abrasión de la piel, el afeitado del cabello.
- Distancia entre electrodos, separación máxima 10mm.
- Localización del electrodo, la orientación sobre el músculo con respecto a los tendones, punto motor y dirección de la fibra.

b) Detección de EMG

Se debe tener en cuenta para la detección y amplificación las siguientes descripciones:

- Monopolar, Diferencial, Doble diferencial, etc.
- Impedancia de entrada.
- Relación de rechazo de modo común (CMRR).
- La relación señal a ruido (SNR).
- Rango de ganancia real utilizado.

Se debe tener en cuenta para el filtrado de la señal EMG las siguientes descripciones:

- Tipos de filtros (Butterworth).
- Frecuencias de corte de paso bajo y / o alto.
- Pendientes de las frecuencias de corte (dB / octava o dB / década).

La función de densidad de potencia de las señales de EMG de superficie tiene contribuciones despreciables fuera del intervalo de 5-10 Hz y 400-450 Hz. El ancho de banda del amplificador de filtro debe estar dentro de este rango, paso alto 5 Hz y paso bajo de 500 Hz.

c) Muestreo EMG

En el procesamiento de la señal EMG, el muestreo mínimo aceptable es al menos el doble de la más alta frecuencia de corte del filtro de paso de banda, según lo especificado por el teorema de Nyquist, y preferiblemente superior para mejorar la precisión y resolución.

Se debe tener gran análisis en el número de bits, modelo, fabricante de una tarjeta conversor de señales Análogo-Digital para muestrear datos en el ordenador.

d) EMG Crosstalk

Se debe realizar esfuerzo muscular para determinar la diafonía que forman los músculos, cerca del músculo de interés y no contaminar la señal grabada. Selección del tamaño apropiado del electrodo, la distancia entre los electrodos y la ubicación de las grabaciones sobre el músculo debe ser cuidadosamente planeada, sobre todo cuando se trabaja en áreas donde existe muchos músculos estrechos (por ejemplo, el antebrazo), o cuando se trabaja con los músculos finos (por ejemplo, trapecio).

2.13 Conceptos básicos, patrones normales y patrones de anomalías de electromiografía

La electromiografía es un componente principal de un examen de electrodiagnóstico estándar. Mediante el registro de las señales eléctricas generadas a partir de las fibras musculares, puede proporcionar información complementaria a los estudios de conducción nerviosa para ayudar a localizar un trastorno y caracterizar los cambios patológicos subyacentes que se producen en las unidades motoras de los músculos. Ocurren trastornos de las células del asta anterior o los nervios periféricos, debido a diferentes tipos de patrones de señales eléctricas anormales que se disparan espontáneamente y cambios en los potenciales de acción (**PAUM**). La realización de estudios de EMG confiables depende de las habilidades técnicas del médico, al colocar, mover y registrar con un electrodo; evaluar problemas clínicos neuromusculares; y analizar las señales eléctricas registradas desde el músculo [27].

La información detallada en estos puntos es recopilada de las técnicas y conceptos básicos del registro con electrodos de aguja, acondicionadas para la identificación de las señales con electrodos de superficie.

2.13.1 Técnica de examinación

Implica registrar las señales eléctricas que se generan a partir de las fibras musculares. Estas señales se registran desde la superficie de la piel que recubre un músculo usando electrodos de grabación de superficie, este método es insensible al registrar potenciales de amplitud muy pequeños, como potenciales de fibrilación, y no permite una evaluación precisa de cambios sutiles en un PAUM individual.

Los estudios EMG estándar registran las señales eléctricas que ocurren en reposo, y durante la contracción voluntaria del músculo. Varios factores técnicos pueden afectar la recopilación e interpretación de las señales.

a) Preparando al paciente

Educar al paciente sobre la prueba y explicar que se colocará electrodos de superficie sobre su piel y en varios músculos, indicar al paciente que permanezca en reposo teniendo una relajación muscular adecuada además de seguir las indicaciones del médico especialista para una grabación más eficiente de las señales eléctricas. Recoger el conjunto de datos en la historia clínica de un paciente con un objetivo diagnóstico (**Anamnesis**).

b) Selección del músculo

Los músculos que se probarán se seleccionan inicialmente en función del problema clínico. En la evaluación de ciertas enfermedades, la distribución de los hallazgos a menudo variará entre los músculos y en diferentes regiones del mismo músculo.

Dado que la ubicación y el método de activación de los músculos y la apariencia de los potenciales de acción (PAUM) pueden variar mucho entre los diferentes músculos, el examinador debe familiarizarse con la forma de evaluar cada músculo y el rango de hallazgos normales dentro del músculo.

c) Examinando músculo en reposo

El examen del músculo en reposo se realiza para evaluar las descargas espontáneas anormales que pueden ser indicadores de una enfermedad subyacente. La Figura 2.13.1, muestra al paciente con los músculos en reposo.



Figura 2.13.1 Paciente en camilla con los músculos en reposo.

Fuente: Todo sobre electromiografía. Obtenido de: <https://biosom.com.br/blog/saude/eletroneurografia/>

d) Examinando músculo en contracción

El músculo contraído se examina mejor con un bajo nivel de contracción que activa solo unas pocas unidades motoras. Las mediciones de los PAUM se hacen típicamente por uno de dos métodos: (1) aislamiento y medición de un único PAUM o (2) análisis del patrón de interferencia. En la Figura 2.13.2, se muestra el músculo bíceps en contracción.



Figura 2.13.2 Músculo Bíceps en contracción

Fuente: Anatomía de los Brazos Superiores. Obtenido de: <https://www.myprotein.es/thezone/entrenamiento/ejercicios->

2.13.2 Reconocimiento de forma de señal EMG

Interpretar la variedad de formas de onda que se pueden encontrar durante un examen EMG requiere habilidades especializadas que los médicos especialistas deben aprender, dominar y practicar continuamente. Cada una de las diferentes formas de onda EMG dispara en uno de los seis patrones distintos. Los seis patrones de disparo característicos de formas de onda EMG se enumeran en la Tabla 2.13.1 y se muestran en la Figura 2.13.3 Una vez dominado, esta habilidad permite una evaluación precisa de parámetros como la frecuencia de disparo, el tiempo de subida, el tamaño de PAUM y el número de giros o fases.

Tabla 2.13.1 Patrones de disparo de formas de onda EMG

Patrones de disparo de formas de onda EMG		
Patrón	Recurrencia de Pico	Ejemplos
Regular sin cambios	Intervalos definidos con precisión que no cambian de momento a momento	-Descarga repetitiva compleja
Regular con cambio lineal	Intervalos definidos con precisión que cambian linealmente	-Potencial de Fibrilación
Regular con cambio exponencial	Intervalos definidos con precisión que cambian lenta o rápidamente de manera exponencial	-Descarga miotónica
Irregular	Intervalos aleatorios sin intervalos definidos.	-Punta de placa final -Potencial de Fasciculaciones
Semirítmico	Intervalos ordenados, pero no precisos. La variación en el cambio del intervalo interpotencial es de aproximadamente 10%.	-PAUM voluntario
Ráfaga	Grupos de picos únicos o pocos que disparan repetidamente en una ráfaga, con las ráfagas recurrentes a intervalos que pueden ser regulares, irregulares o semirrítmicos	-Descarga Mioquímica -Espasmo hemifacial -Temblor

Fuente: Obtenido de "Needle Electromyography: Basic Concepts and Patterns of Abnormalities". Devon I. Rubin. May 2012, Volume 30, Issue 2, Pág. 433.

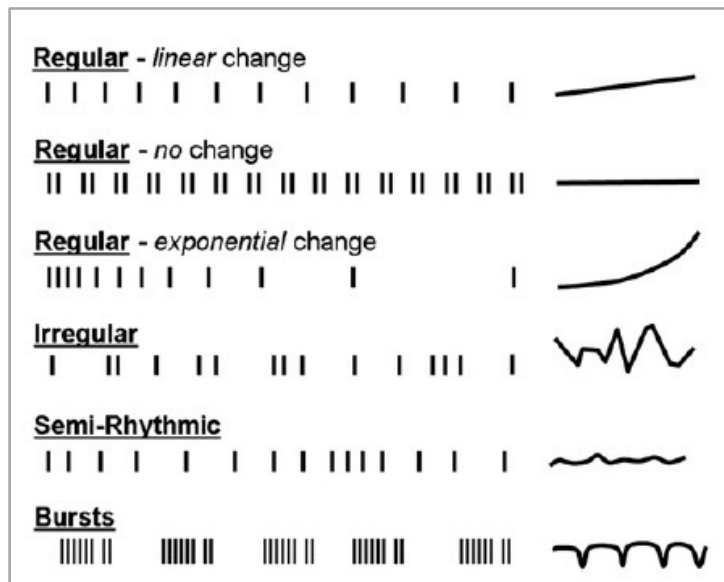


Figura 2.13.3 Disparos de patrones de potenciales EMG.

Fuente: Obtenido de "Needle Electromyography: Basic Concepts and Patterns of Abnormalities". Devon I. Rubin. May 2012, Volume 30, Issue 2, Pág. 434.

2.13.3 Potenciales electromiográficos

Una variedad de formas de onda EMG normales y anormales se pueden registrar desde el músculo. Los generadores de todos los potenciales EMG son los potenciales de acción de las fibras musculares que se disparan individualmente o en grupos, espontáneamente o de forma voluntaria, cerca del electrodo de registro (Tabla 2.13.2). Las enfermedades neuromusculares pueden provocar descargas espontáneas anormales, PAUM voluntarios anormales, o ambos. El médico especialista debe ser capaz de reconocer descargas específicas, comprender su significado y saber con qué procesos de enfermedades está asociada. En la mayoría de los casos, una descarga específica puede estar asociada con varias enfermedades diferentes. La Figura 2.13.4 revisa los tipos de formas de onda EMG.

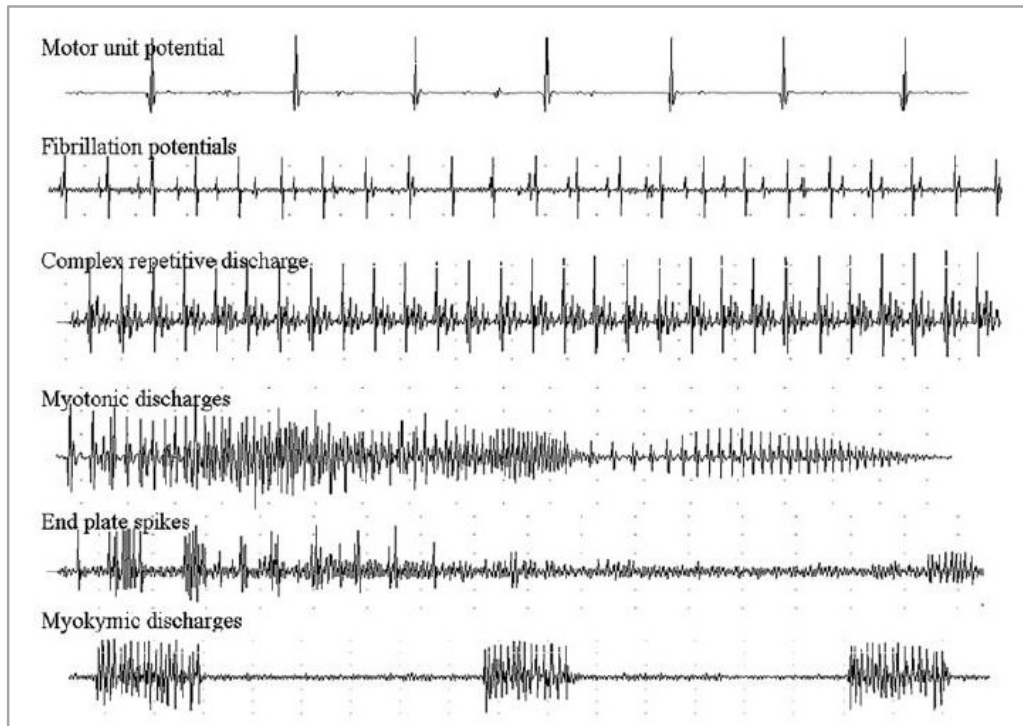


Figura 2.13.4 Ejemplos de formas de Onda EMG

Fuente: Obtenido de "Needle Electromyography: Basic Concepts and Patterns of Abnormalities". Devon I. Rubin. May 2012, Volume 30, Issue 2, Pág. 434.

Tabla 2.13.2 Generadores de Formas de onda EMG

Generadores de formas de onda EMG			
Contracción	Fibras musculares individuales	Grupos de fibras musculares adyacentes (diferentes unidades motoras)	PAUM (la misma unidad motora)
Espontáneo	-Potenciales de Fibrilación -Descarga miotónica -Puntas de placas terminales	-Descargas repetitivas complejas -Actividad de inserción	-Potenciales de fasciculación -Descargas mioquímicas -Descargas neuromiotónicas -Espasmo hemifacial -Temblor -Distonía
Voluntario	(Duración muy corta o PAUM naciente)	----	PAUM Voluntario

Fuente: Obtenido de "Needle Electromyography: Basic Concepts and Patterns of Abnormalities". Devon I. Rubin. May 2012, Volume 30, Issue 2, Pág. 434.

El uso de electrodos de superficie limita el estudio de las fibras musculares individuales de pequeño tamaño lo que no se puede detectar Potenciales de Fibrilación, Descarga miotónica y Puntas de placas terminales además de Actividad de inserción debido que no se utiliza electrodos de aguja.

2.13.4 Formas de ondas espontáneas

Las formas de onda EMG espontáneas son aquellas que ocurren mientras el músculo está en un estado de reposo. Algunas actividades espontáneas pueden ocurrir independientemente de cualquier estimulación de las fibras musculares. Varias formas de onda espontáneas son fenómenos normales, aunque la presencia de la mayoría es indicativa de una condición patológica subyacente.

a) Potenciales de fasciculaciones

Los potenciales de fasciculación son PAUM espontáneos y aleatorios que se pueden generar en cualquier lugar a lo largo de la neurona motora inferior desde la célula del cuerno anterior hasta la terminal del nervio. Las tasas de disparos pueden variar de unos pocos por segundo a menos de 1 por minuto, según muestra la Figura 2.13.5

Se identifican por su patrón de disparo irregular, son especialmente comunes en los trastornos neurogénicos crónicos, pero se han encontrado en todos los trastornos neuromusculares (Tabla 2.13.3). En personas normales, las fasciculaciones ocurren más rápidamente, en promedio, y son más estables.

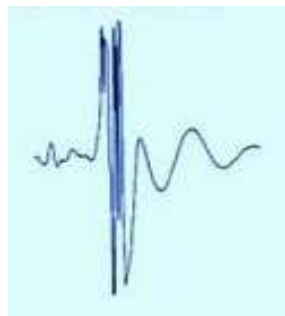


Figura 2.13.5. Forma de onda de Potenciales de Fasciculaciones, parte de toda la señal.

Fuente: Interpretación del Electromiograma (EMG). Obtenido de: <http://neurofisiologiagranada.com/emg/emg-interpretacion.htm>

Tabla 2.13.3 Trastornos asociados con potenciales de fasciculaciones

Trastornos asociados con potenciales de fasciculación	
Tipo de enfermedad	Ejemplos
Sin Enfermedad	-Síndrome de fasciculación benigna. -Después del ejercicio.
Síndrome de hiperexcitabilidad del nervio periférico	-Síndrome de fasciculación del calambre. -Síndrome de Isaacs.
Trastornos neurogénicos	-Enfermedades de células de cuerno anterior (por ejemplo, ELA, enfermedad de Kennedy, atrofia muscular espinal). -Neuropatías periféricas, axonal. -Radiculopatía.
Desordenes metabólicos	-Hipertiroidismo.
Medicamentos	-Agentes anticolinesterásicos.

Fuente: Obtenido de "Needle Electromyography: Basic Concepts and Patterns of Abnormalities". Devon I. Rubin. May 2012, Volume 30, Issue 2, Pág. 437.

b) Descargas miotónicas

Las descargas miotónicas son fibras de un solo músculo que se disparan de manera espontánea y repetitiva con un patrón que aumenta y disminuye en amplitud y frecuencia debido a una anomalía en la membrana de la fibra muscular. Las descargas miotónicas cuentan con un patrón de frecuencia que cambia exponencialmente, por lo general entre 40 y 100 Hz como muestra la Figura 2.13.6. Se ha sugerido que el grado de aumento y disminución difiere entre las diferentes formas de trastornos miotónico, pueden ocurrir descargas miotónicas en trastornos con o sin miotonía clínica según muestra en la Tabla 2.13.4

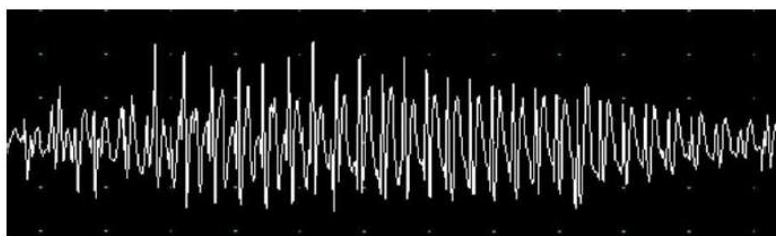


Figura 2.13.6 Forma de onda de las Descargas miotónicas.

Fuente: Obtenido de "Needle Electromyography: Basic Concepts and Patterns of Abnormalities". Devon I. Rubin. May 2012, Volume 30, Issue 2, Pág. 438.

Tabla 2.13.4 Enfermedades asociadas a las Descargas Miotónicas.

Enfermedades asociadas a las descargas miotónicas	
Tipo de enfermedad	Ejemplos
Miopatías (con miotonía clínica)	-Distrofia miotónica tipo 1 y 2 (DM1, DM2). -Miotonía congénita. -Paramiotonía congénita.
Miopatías (sin miotonía clínica)	-Parálisis periódica hiperpotasémica. -Polimiositis. -Dermatomiositis. -Deficiencia de ácido maltasa. -Miopatía del agente reductor del colesterol. -Miopatías tóxicas (p. Ej., Miopatía por colchicina).
Trastornos neurogénicos	-Trastornos axónicos severos (Ej., Neuropatías periféricas, radiculopatías).

Fuente: Obtenido de "Needle Electromyography: Basic Concepts and Patterns of Abnormalities". Devon I. Rubin. May 2012, Volume 30, Issue 2, Pág. 439.

c) Descarga repetitiva compleja

La descarga repetitiva compleja (CRD, por sus siglas en inglés) son los potenciales de acción de grupos de fibras musculares individuales que surgen de varias unidades motoras vecinas que disparan espontáneamente en casi sincronía de forma regular y repetitiva. Ocurre cuando un único potencial de acción de la fibra muscular se propaga enfáticamente y despolariza una fibra muscular vecina. Los CRD disparan en un patrón regular, característicamente con un inicio y cese abruptos, a tasas que varían de 3 a 40 Hz. Durante la descarga, puede haber un cambio repentino en la configuración o la velocidad de disparo del CRD como muestra la Figura 2.13.7

Los CRD son inespecíficos en importancia pero ocurren en trastornos neurogénicos y miopáticos que son crónicos o de larga duración, tales como radiculopatías antiguas o crónicas, neuropatías periféricas o miopatías lentamente progresivas (Tabla 2.13.5).

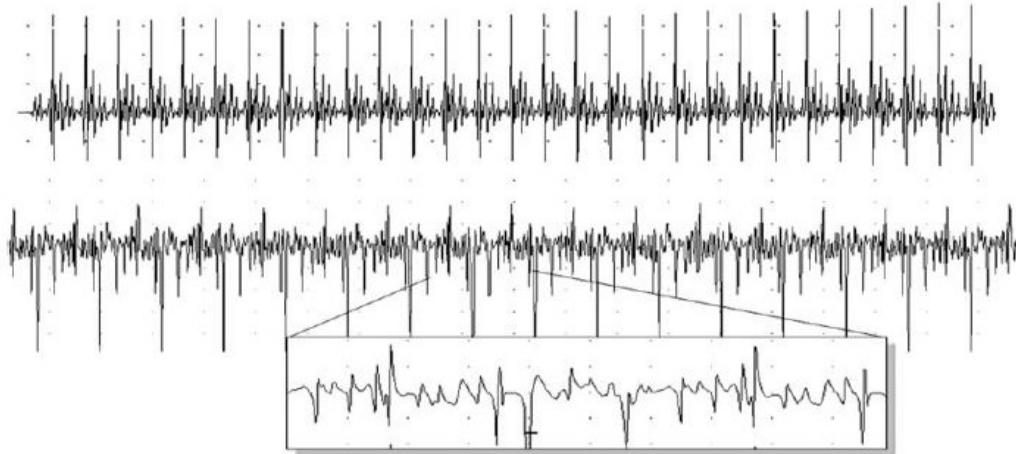


Figura 2.13.7 Formas de Onda de Descarga repetitiva compleja.

Fuente: Obtenido de "Needle Electromyography: Basic Concepts and Patterns of Abnormalities". Devon I. Rubin. May 2012, Volume 30, Issue 2, Pág. 440.

Tabla 2.13.5 Trastornos asociados con las Descargas Repetitivas Complejas

Trastornos asociados con los CRD	
Tipo de enfermedad	Ejemplos
Trastornos neurogénicos	<ul style="list-style-type: none"> -Enfermedades crónicas de células de cuerno anterior (por ejemplo, ELA, atrofia muscular espinal, polio) -Radiculopatías crónicas -Neuropatías axonales crónicas
Miopatías	<ul style="list-style-type: none"> -Miopatías inflamatorias crónicas (p. Ej., Miositis por cuerpos de inclusión) -Distrofias musculares -Miopatía hipotiroidea

Fuente: Obtenido de "Needle Electromyography: Basic Concepts and Patterns of Abnormalities". Devon I. Rubin. May 2012, Volume 30, Issue 2, Pág. 440.

d) Descargas mioquímicas

Las descargas mioquímicas disparan espontáneamente PAUM que disparan repetidamente en un patrón de ráfaga. Los potenciales individuales dentro de cada ráfaga a menudo tienen la apariencia de PAUM normales, aunque también pueden ser de larga duración o polifásicos. Cada ráfaga puede estar compuesta de uno o unos pocos PAUM, y los PAUM pueden disparar algunas o muchas veces dentro de la ráfaga. La

velocidad de disparo de potenciales dentro de cada ráfaga es típicamente de 40 a 60 Hz. Cada ráfaga dispara con un patrón regular o semirrítmico a intervalos de 0.1 a 10 segundos (Figura 2.13.8). Las enfermedades asociadas con las descargas mioquímicas se enumeran en la Tabla 2.13.6

Tabla 2.13.6 Trastornos asociados con las Descargas Mioquímicas.

Trastornos asociados con las descargas mioquímicas	
Ubicación	Condiciones asociadas
Músculos faciales	<ul style="list-style-type: none"> -Radiación en la cabeza y el cuello. -Esclerosis múltiple. -Neoplasmas de tronco cerebral. -Poliradiculopatía. -Neuropatía facial (p. Ej., Parálisis de Bell). -ELA.
Músculos de las extremidades	<ul style="list-style-type: none"> -Radiación (plexopatía, mononeuropatía). -Compresión nerviosa crónica (p. Ej., Síndrome del túnel carpiano crónico). -Síndrome de hiperexcitabilidad del nervio periférico (síndrome de Isaacs). -Síndrome de Morvan.

Fuente: Obtenido de "Needle Electromyography: Basic Concepts and Patterns of Abnormalities". Devon I. Rubin. May 2012, Volume 30, Issue 2, Pág. 441.

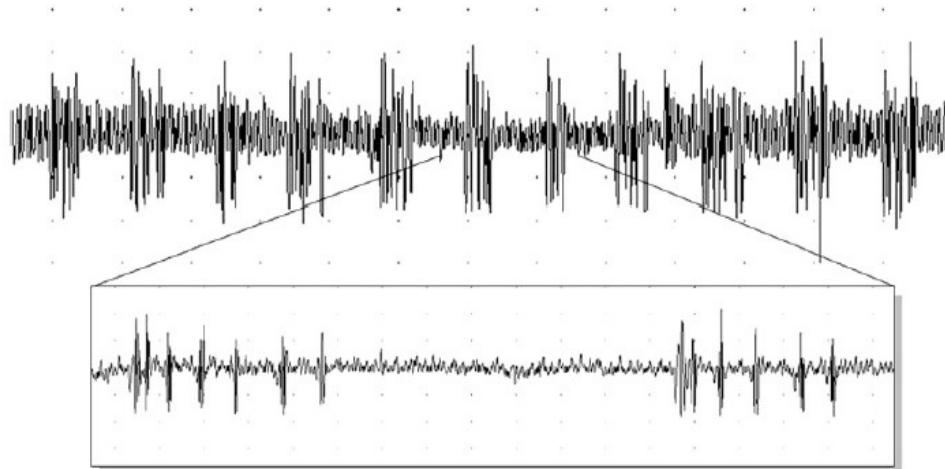


Figura 2.13.8 Forma de Onda de Descargas Mioquímicas.

Fuente: Obtenido de "Needle Electromyography: Basic Concepts and Patterns of Abnormalities". Devon I. Rubin. May 2012, Volume 30, Issue 2, Pág. 441.

e) Descargas neuromiotónicas

Las descargas neuromiotónicas, o neuromiotonía, son raras, disparan espontáneamente PAUM que disparan a frecuencias muy altas (100-300 Hz) como se muestra en la Figura 2.13.9. Estos potenciales pueden disminuir en amplitud debido a la incapacidad de las fibras musculares para mantener las descargas a velocidades superiores a 100 Hz. Las descargas pueden ser continuas por intervalos largos o recurrir en ráfagas cortas. Las descargas neuromiotónicas se observan en trastornos de hiperexcitabilidad de los nervios periféricos, como el síndrome de Isaacs, y pueden ocurrir debido a un defecto en los canales de potasio en la membrana nerviosa, como otros trastornos indicados en la Tabla 2.13.7

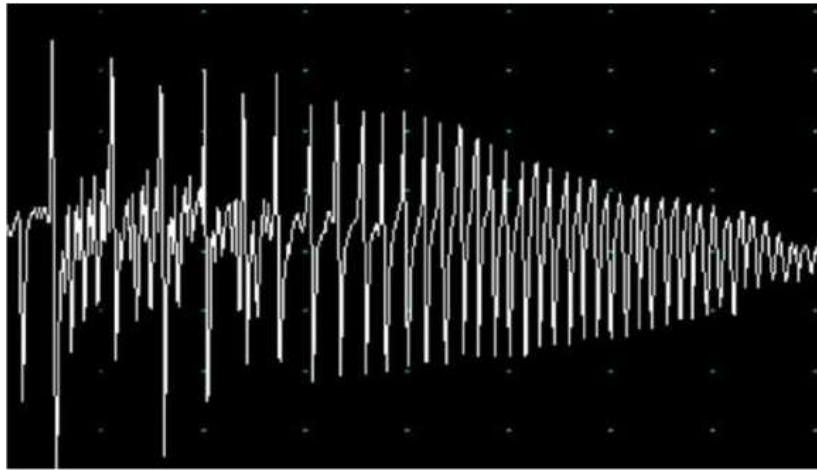


Figura 2.13.9 Forma de onda descarga neuromiotónicas, disparan a velocidades de hasta 300 Hz.

Fuente: Obtenido de "Needle Electromyography: Basic Concepts and Patterns of Abnormalities". Devon I. Rubin. May 2012, Volume 30, Issue 2, Pág. 442.

Tabla 2.13.7 Trastornos asociados con la Descargas Neuromiotónicas

Trastornos asociados con las descargas neuromiotónicas	
Tipo de trastorno	Ejemplo
Síndromes nerviosos hiperexcitables	-Síndrome de Isaacs. -Síndromes de anticuerpos del canal de potasio dependiente de voltaje. -Síndrome de Morvan.
Trastornos neurogénicos	-Atrofia muscular espinal crónica. -Neuropatía motora hereditaria. -Post Radiación.

Fuente: Obtenido de "Needle Electromyography: Basic Concepts and Patterns of Abnormalities". Devon I. Rubin. May 2012, Volume 30, Issue 2, Pág. 442.

f) Temblor

El temblor es un patrón en el que los PAUM disparan en grupos en un patrón de ráfaga. Cada ráfaga se compone de un número variable de PAUM y cada ráfaga cambia ligeramente en morfología. El reconocimiento del temblor se basa en el patrón de disparo rítmico (a menudo regular) y la apariencia cambiante de cada ráfaga. Aunque la descarga eléctrica en el temblor a menudo se asocia con un temblor visible, se pueden reconocer sutiles descargas de temblores sin ser visibles. El temblor puede ocurrir debido a una variedad de trastornos y la frecuencia de disparo del temblor a veces puede ser útil para ayudar a distinguir entre los diferentes tipos de temblor (Ej., 4-6 Hz en la enfermedad de Parkinson, 8-10 Hz en el temblor esencial) (Figura 2.13.10).

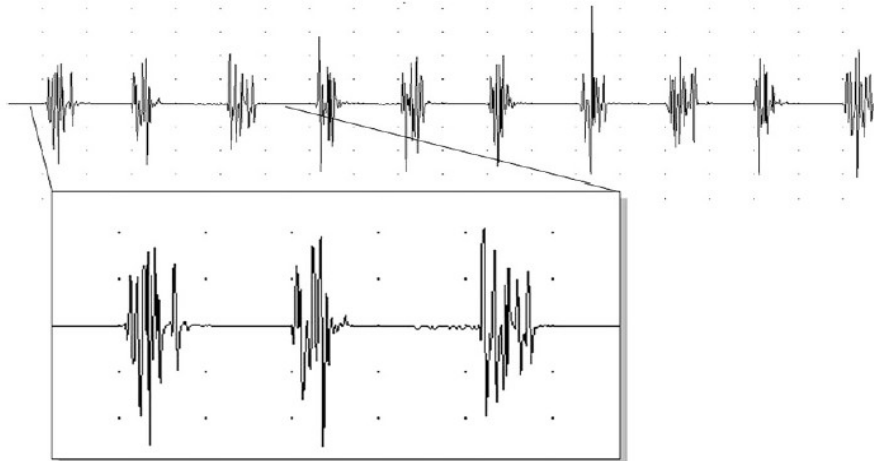


Figura 2.13.10. Forma de Onda de Temblor de 10Hz.

Fuente: Obtenido de "Needle Electromyography: Basic Concepts and Patterns of Abnormalities". Devon I. Rubin. May 2012, Volume 30, Issue 2, Pág. 444.

2.13.5 PAUM voluntarios

Los PAUM son las respuestas eléctricas registradas desde las unidades motoras dentro del músculo y consisten en la inervación de un conjunto de fibras musculares por una única célula de cuerpo anterior, que se localiza dentro del área de registro del electrodo. La apariencia, incluida la duración (Duration), la amplitud (Amplitude), el número de vueltas (Turns) y el tiempo de subida (Rise Time), es característica de la forma de un PAUM y se muestra en la Figura 2.13.11. Los factores técnicos que tienen una gran influencia en la apariencia de los PAUM incluyen el tipo de electrodo utilizado para registrar los potenciales, los ajustes del filtro y ubicación del electrodo de grabación en los músculos que se registran. Las variables fisiológicas que afectan la apariencia de los PAUM incluyen la edad del sujeto, el músculo que se estudia, la temperatura y la fuerza de la contracción.

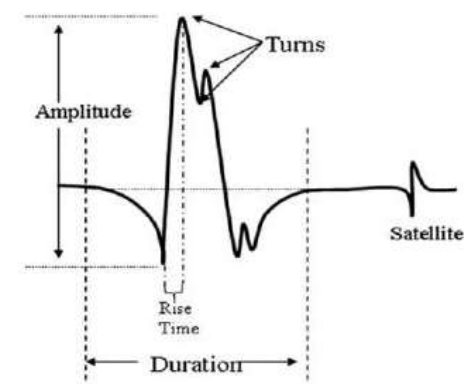


Figura 2.13.11. Un PAUM que muestra características que se pueden medir.

Fuente: Obtenido de "Needle Electromyography: Basic Concepts and Patterns of Abnormalities". Devon I. Rubin. May 2012, Volume 30, Issue 2, Pág. 445.

La evaluación de cada uno de los diferentes parámetros de PAUM (reclutamiento, estabilidad, fases y duración o amplitud) es necesaria para determinar si un trastorno neuromuscular está presente. Debido a que un único PAUM puede no ser completamente representativo de todos los PAUM dentro de un músculo, la evaluación apropiada de un músculo depende de registrar múltiples PAUM desde diferentes sitios dentro del músculo.

a) Reclutamiento

El reclutamiento se refiere a la relación entre el número de PAUM activados y las tasas de activación de los PAUM activados en el momento relativo a la fuerza de la contracción muscular. El reclutamiento se evalúa comparando la tasa de disparos de un solo PAUM con el número total de PAUM que están disparando. En la mayoría de los músculos normales, dado que la contracción se inicia con un nivel bajo de fuerza, uno o algunos PAUM comienzan a disparar a velocidades de aproximadamente 5 a 8 Hz. Con una fuerza creciente, las tasas de disparo aumentan constantemente hasta 20 a 40 Hz, se tiene 4 tipos de reclutamientos los cuales son:

Reclutamiento normal

El reclutamiento puede evaluarse mediante dos métodos durante el EMG rutinario: evaluar la frecuencia de reclutamiento o la proporción de reclutamiento. La frecuencia de reclutamiento se mide como la velocidad de disparo de un PAUM (En inglés MUP) activado inicialmente cuando se recluta un segundo PAUM (Figura 2.13.12). Las frecuencias de reclutamiento varían en diferentes músculos. Una frecuencia de reclutamiento normal para el segundo PAUM es entre 7 y 10 Hz en la mayoría de los músculos de las extremidades. La proporción de reclutamiento se define por la relación de la tasa de disparo de un PAUM individual al número de PAUM que están activos. Para la mayoría de los músculos de las extremidades normales, esta relación es de cinco o menos. Por ejemplo, si un PAUM está disparando a 10 Hz, debería haber dos MUP disparados cerca del electrodo de grabación; si un PAUM dispara a 15 Hz, deben estar presentes tres PAUM; y cuatro PAUM deberían disparar a velocidades de 20 Hz.

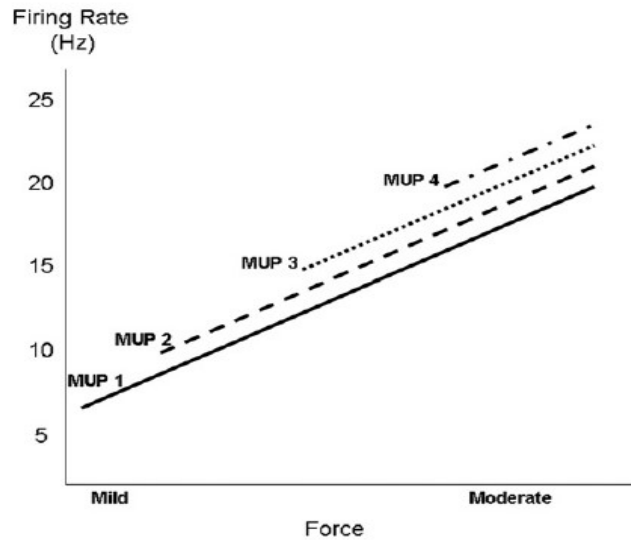


Figura 2.13.12 Gráfico que demuestra la relación normal entre la fuerza de contracción (Force), la velocidad de disparo (Firing Rate) de PAUM o en inglés MUP y el número de PAUM en músculos normales.

Fuente: Obtenido de "Needle Electromyography: Basic Concepts and Patterns of Abnormalities". Devon I. Rubin. May 2012, Volume 30, Issue 2, Pág. 446.

La Figura 2.13.13, muestra el reclutamiento normal dependiendo de la fuerza de la contracción muscular en 3 casos distintos [26].

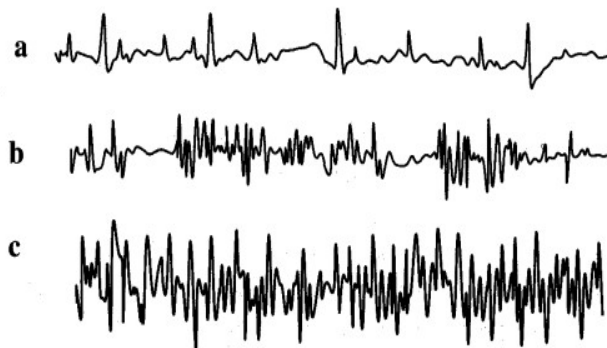


Figura 2.13.13 Reclutamiento de Señales EMG Normales a) Contracción Muscular Simple, b) Contracción Muscular Intermedio y c) Contracción Muscular Alta (Patrón de Interferencia).

Fuente: Obtenido de "Instrumentación Biomédica Tema 5: Electromiografía". Barea Navarro, Rafael. Universidad de Alcalá, Dpto. de Electrónica, Pág. 10.

Reclutamiento reducido

En presencia de trastornos neurogénicos en los que hay una pérdida de unidades motoras o un bloqueo de conducción a lo largo de algunos de los axones, se activan menos PAUM (En inglés MUP) con una fuerza de contracción cada vez mayor. Como resultado, la frecuencia de reclutamiento y la proporción de reclutamiento aumentan a medida que los PAUM disparan más rápidamente antes de reclutar PAUM adicionales como muestra la Figura 2.13.14. Si la relación es mayor que cinco (por ejemplo, dos PAUM que disparan a 16 Hz para una proporción de reclutamiento de ocho), casi siempre hay alguna disminución en el número de unidades motoras. Esta proporción de reclutamiento o tasa de reclutamiento más alta se denomina reclutamiento reducido (también denominado "reclutamiento pobre"). La reducción del reclutamiento es característica de los trastornos neurogénicos, pero puede verse ocasionalmente en pacientes con trastornos miopáticos graves o en etapa terminal, debido a la pérdida de todas las fibras musculares dentro de una unidad motora.

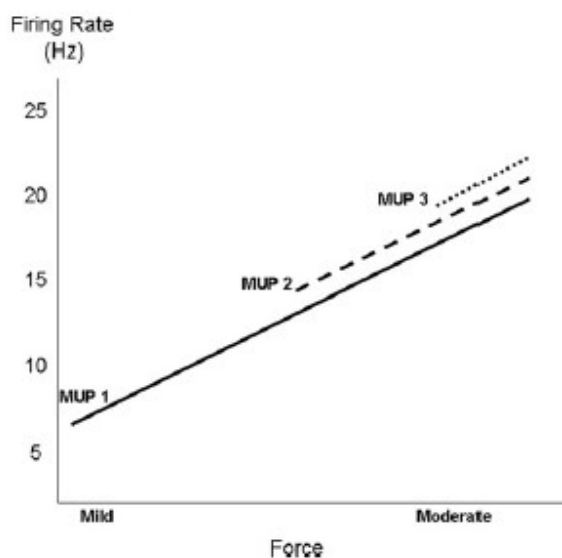


Figura 2.13.14 Gráfico que demuestra una reducción del reclutamiento. La frecuencia de disparo (Firing Rate) aumenta en relación con el número de disparos PAUM o en inglés MUP con fuerza creciente (Force).

Fuente: Obtenido de "Needle Electromyography: Basic Concepts and Patterns of Abnormalities". Devon I. Rubin. May 2012, Volume 30, Issue 2, Pág. 447.

Pobre activación

En pacientes en los que relativamente pocos PAUM o en ingles MUP disparan por dolor, lesiones de la neurona motora superior o falta de cooperación, se utiliza el término "activación deficiente". En estas situaciones, pocos PAUM se activan con un esfuerzo intenso. A diferencia de la reducción del reclutamiento, en el que unos pocos PAUM disparan a gran velocidad, con una activación deficiente, los PAUM disparan lentamente con una tasa normal de reclutamiento (por ejemplo, proporción de reclutamiento <5).

Reclutamiento rápido

Con este tipo de reclutamiento, una gran cantidad de PAUM disparan con frecuencias normales de reclutamiento pero con un mínimo esfuerzo del paciente, en analogía con la fuerza de contracción debido a un número mayor de unidades motoras. El reclutamiento rápido solo puede identificarse cuando se conoce la fuerza ejercida por el paciente porque las frecuencias de reclutamiento son completamente normales, además este tipo es característico de las miopatías.

b) Duración y amplitud

La duración de los PAUM o en ingles MUP, se mide como el tiempo desde la deflexión inicial hasta el retorno final a la línea base (Figura 2.13.11). Varía con el músculo y aumenta ligeramente con la temperatura del músculo frío y la edad avanzada. Las fibras musculares, son reflejadas mediante la duración en una unidad motora. El tamaño de los PAUM también depende del nivel de activación, y los PAUM más grandes se activan con una fuerza más fuerte. La amplitud del potencial es la amplitud pico a pico máxima de la espiga principal y consiste en los potenciales de acción de solo unas pocas fibras musculares cercanas al electrodo. Aunque los cambios de amplitud típicamente se correlacionan con los cambios de duración en las enfermedades neuromusculares, la amplitud puede ser normal en situaciones en las que la duración del PAUM es anormalmente corta o larga. Por lo tanto, evaluar la amplitud sola no evalúa

completamente si un PAUM es normal o anormal. La duración normal de PAUM en la mayoría de los músculos es en el rango general de 8 a 16 milisegundos y en las extremidades de 8 a 12 milisegundos también puede estar en el rango general.

c) Fases

Una fase se define como la cantidad de veces que el potencial cruza la línea base más uno (ver Figura 2.13.11). Un PAUM o en inglés MUP, puede ser bifásico, trifásico o puede tener múltiples fases. La configuración depende de la sincronía de disparo de las fibras musculares en la región del electrodo. Normalmente, solo una pequeña proporción (<15%) de PAUM en un músculo tiene más de cuatro fases (polifásico). Un giro es un cambio en la dirección de un pico que no cruza la línea de base y tiene el mismo significado y generador fisiológico que una fase. Un pico tardío, distinto del potencial principal que está bloqueado en el tiempo al potencial principal, se denomina potencial de satélite (ver la Figura 2.13.11). El potencial del satélite es generado por una fibra muscular en una unidad motora.

d) Estabilidad

Normalmente, los PAUM son estables y parecen idénticos cada vez que disparan. La variabilidad, o inestabilidad, de un PAUM es cualquier cambio en su configuración, amplitud o ambos a medida que la unidad motora se dispara repetidamente en ausencia de movimiento del electrodo de registro. La variación anormal de PAUM se produce en los trastornos que afectan la transmisión neuromuscular, incluidos los trastornos de unión neuromuscular o la reinervación de las unidades motoras en los trastornos neurogénicos.

2.13.6 PAUM anormales

Las alteraciones en los parámetros de PAUM ocurren en diferentes tipos de enfermedades neuromusculares. Los tipos de estas alteraciones, junto con la presencia de descargas espontáneas, ayudan a identificar el tipo subyacente, el curso temporal y la gravedad de un trastorno neuromuscular.

a) Trastornos neurogénicos

En los trastornos neurogénicos, como radiculopatías, mononeuropatías, neuropatías periféricas o trastornos de la neurona motora, los cambios de PAUM ocurren en un continuo temporal y los hallazgos reflejan el tiempo del estudio en relación con el inicio de la enfermedad o lesión del nervio, así como el grado de reinervación que ha ocurrido (Tabla 2.13.8).

Tabla 2.13.8 Evolución típica de los hallazgos de EMG después de un trastorno neurogénico agudo

Evolución típica de los hallazgos de EMG después de un trastorno neurogénico agudo					
Tiempo desde la lesión	Actividad espontánea o fibrilaciones	Reclutamiento	Estabilidad	Turnos o fases	Duración
1 – 10 días	Normal	Reducido	Estable	Normal	Normal
11 – 15 días	Aumentado	Reducido	Estable	Normal	Normal
16 días – 1 mes	Fibrilaciones	Reducido	Estable	Nº Vueltas	Ligeramente largo
1 – 2 meses	Fibrilaciones	Reducido	Inestable	Polifásico	Largo
2 – 6 meses	Normal	Reducido	Estable o inestable	Polifásico	Largo
> 6 meses	Normal	Reducido	Estable	Normal o Polifásico	Largo

Fuente: Obtenido de "Needle Electromyography: Basic Concepts and Patterns of Abnormalities". Devon I. Rubin. May 2012, Volume 30, Issue 2, Pág. 449.

El primer cambio que ocurre en trastornos neurogénicos en los que hay pérdida de axones o bloqueo de conducción es la reducción del reclutamiento.

Los PAUM inestables se ven comúnmente en procesos neurogénicos crónicos o progresivos, se despolariza un número diferente de potenciales de acción de la fibra muscular, lo que da como resultado una morfología y variabilidad cambiantes de la amplitud y/o el número de vueltas del PAUM. Los PAUM polifásicos (≥ 5 fases) (ver Figura 2.13.15 B) en los trastornos neurogénicos ocurren debido a la germinación colateral (crecimiento del nervio), la reinervación (reinserción en los ramales de las fibras) y el aumento de la densidad de la fibra. Los PAUM polifásicos pueden ser de cualquier duración: normal, larga o corta. La duración del PAUM refleja la densidad, el área y la sincronía del disparo de las fibras de una unidad motora (ver Figura 2.13.15 C).

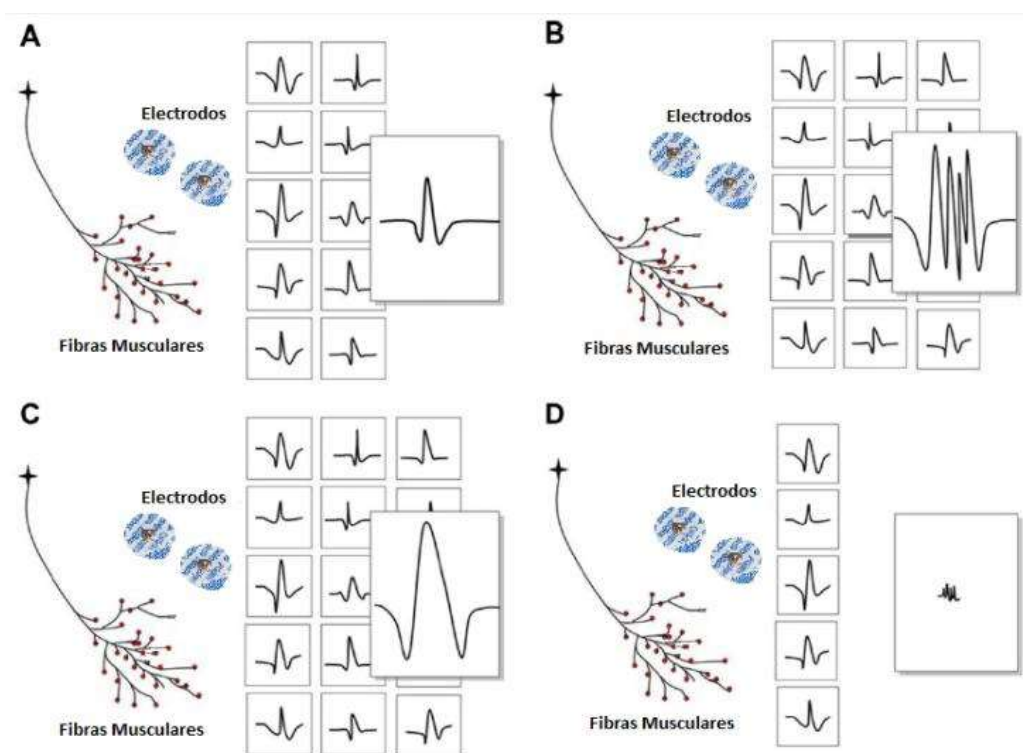


Figura 2.13.15 La suma de los potenciales de acción de la fibra muscular en una unidad motora que genera (A) un PAUM normal, (B) un PAUM polifásico durante la reinervación de un trastorno neurogénico, (C) un PAUM de larga duración en un trastorno neurogénico y (D) un PAUM polifásico de baja duración y baja amplitud en una miopatía.

Fuente: Obtenido de "Needle Electromyography: Basic Concepts and Patterns of Abnormalities". Devon I. Rubin.

May 2012, Volume 30, Issue 2, Pág. 450.

La Figura 2.13.16, muestra una señal normal y una señal de patrón neuropático con potencial de acción motora (PAUM) inestable, polifásico y de larga duración [29].

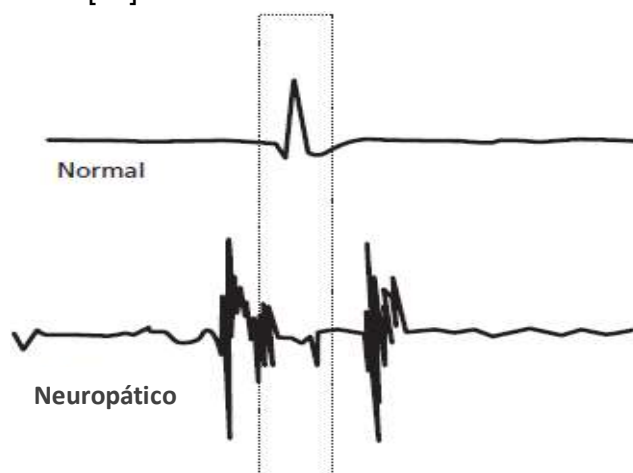


Figura 2.13.16 En la parte superior, PAUM Normal. En la parte inferior señal de patrón Neuropático.

Fuente: Obtenido de "Easy EMG: a guide to performing nerve conduction studies and electromyography". Weiss, Lynn. Silver, Julie K. Weiss, Jay. Butterworth-Heinemann Medical 2004. Cap.5, Pág. 55.

b) Miopatías

El patrón de reclutamiento característico en las miopatías es el **reclutamiento rápido**. En las miopatías, la pérdida de fibras musculares individuales dentro de la unidad motora individual produce una generación de fuerza menor en relación con el esfuerzo. Como resultado, se activan más PAUM en relación con la fuerza.

Los PAUM de **corta duración** son característicos de muchos tipos de miopatías y ocurren en enfermedades en las que existe una pérdida fisiológica o anatómica de las fibras musculares de la unidad motora o atrofia de los componentes de fibras musculares.

Algunos PAUM de corta duración pueden ser tan cortos como de 1 a 3 milisegundos si solo hay una sola fibra muscular en el área de grabación. Los PAUM de corta duración son más característicos de las enfermedades musculares primarias en las que se produce la pérdida de fibras musculares por necrosis o degeneración (Tabla 2.13.9).

Los PAUM polifásicos también son comunes en las miopatías y es el resultado de la asincronía del disparo de esas fibras restantes en el área de registro del electrodo (ver Figura 2.13.15 D).

Tabla 2.13.9 Trastornos asociados con PAUM de corta duración

Tipo de trastorno	Ejemplos
Miopatías	<ul style="list-style-type: none"> -Distrofias musculares -Miopatías inflamatorias (p. Ej., Polimiositis, miositis por cuerpos de inclusión) -Miopatías infiltrantes (p. Ej., Sarcoidosis, amiloide) -Miopatías tóxicas (p. Ej., Agentes hipolipemiantes, cloroquina) -Miopatías congénitas -Miopatías endocrinas (p. Ej., Hipotiroidismo)
Trastornos de la unión neuromuscular	<ul style="list-style-type: none"> -Síndrome miasténico Lambert-Eaton -Miastenia Gravis -Intoxicación botulínica
Trastornos neurogénicos	<ul style="list-style-type: none"> -Reinervación temprana después del daño a los nervios (PAUM naciente)
Trastornos de la membrana muscular	<ul style="list-style-type: none"> -Parálisis periódica

Fuente: Obtenido de "Needle Electromyography: Basic Concepts and Patterns of Abnormalities". Devon I. Rubin. May 2012, Volume 30, Issue 2, Pág. 452.

La Figura 2.13.17, muestra una señal de patrón miopático con reclutamiento rápido, corta duración y polifásico [30].

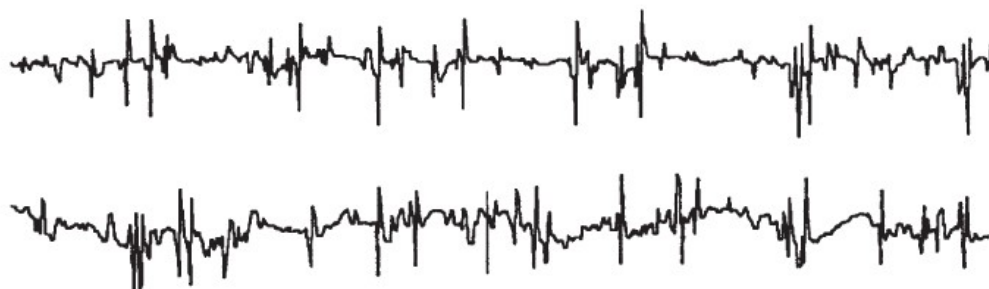


Figura 2.13.17 En la parte superior, señal de patrón miopático con contracción muscular baja. En la parte inferior señal de patrón miopático con contracción muscular intermedia.

Fuente: Obtenido de "Electromyography and Neuromuscular Disorders". Preston, David C. Elsevier Saunders. Tercera Edición 2013, Cap.35, Pág. 553.

c) Trastornos de unión neuromuscular

Cuando los PAUM disparan repetitivamente bajo control voluntario, normalmente tienen la misma amplitud, duración y configuración cada vez que disparan. La fluctuación de cualquiera de estas variables (PAUM variables o inestables) es indicativa de la disfunción de la transmisión neuromuscular. La variación momento a momento de los PAUM es causada por el bloqueo de la descarga de los potenciales de acción de una o algunas de las fibras musculares individuales que componen la unidad motora. Los trastornos en los cuales ocurren PAUM variables se enumeran en la Tabla 2.13.10. Los PAUM variables son característicos de los trastornos de la transmisión neuromuscular, como el síndrome miasténico Lambert-Eaton o la Miastenia Gravis, en donde el deterioro de la unión neuromuscular presináptica o postsináptica afecta la estabilidad de la potenciales. Varias PAUM también se observan comúnmente en la reinervación de los trastornos neurogénicos y ocasionalmente en las miopatías (Figura 2.13.18).

Tabla 2.13.10 Trastornos asociados con variación (inestable) del PAUM

Trastornos asociados con variación (inestable) del PAUM	
Tipo de trastorno	Ejemplo
Trastornos de la unión neuromuscular	-Síndrome miasténico Lambert-Eaton -Miastenia Gravis -Botulismo -Síndrome miasténico congénito
Trastornos neurogénicos	-Reinervación después de una lesión nerviosa -Trastornos neurogénicos progresivos (p. Ej., ELA)
Miopatías	-Miopatías inflamatorias

Fuente: Obtenido de "Needle Electromyography: Basic Concepts and Patterns of Abnormalities". Devon I. Rubin.
May 2012, Volume 30, Issue 2, Pág. 452.



Figura 2.13.18 PAUM variable. Seis disparos secuenciales de un único PAUM con morfologías ligeramente diferentes cada vez que se dispara. La grabación se realiza sin movimiento del electrodo y demuestra la inestabilidad del PAUM.

Fuente: Obtenido de "Needle Electromyography: Basic Concepts and Patterns of Abnormalities". Devon I. Rubin. May 2012, Volume 30, Issue 2, Pág. 453.

2.14 Comentarios finales

Se ha detallado el marco teórico con información relevante en todas las áreas de estudio que implica el desarrollo adecuado del proyecto de tesis.

CAPÍTULO III

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL HARDWARE

3.1 Introducción

En este Capítulo se aborda los aspectos relacionados con el desarrollo del Hardware del proyecto que se plantea en cada etapa del trabajo, como es la etapa de Metodología y Desarrollo.

3.2 Metodología

La metodología permite obtener y elaborar en el proceso de investigación, un resultado correcto, el cual posibilita revelar las relaciones esenciales y las características fundamentales del objeto de estudio.

3.2.1 Etapa de gestión de idea de proyecto

Se organiza una reunión con el Ingeniero Electrónico Juan Francisco Paredes, especialista en desarrollo de proyectos biomédicos para proporcionar una visión de investigación sobre un sistema portátil de monitoreo de señales electromiográficas.

3.2.2 Etapa de investigación

Se realiza el estudio teórico acerca de la información que engloba el desarrollo del sistema portátil de monitoreo de señales electromiográficas. Dichas preguntas son respondidas en el Marco Teórico.

- ¿Qué es electromiografía?, ¿En qué campo de la medicina se aplica?
- ¿Qué estudios médicos abarca?
- ¿Cuáles son los requerimientos mínimos, estándares de equipos EMG, para ser usados en el sector médico?
- ¿Qué resolución se debe considera en la digitalización?
- ¿Qué dispositivos, herramientas e instrumentos necesita un equipo EMG?
- ¿Cuáles son las etapas que componen un equipo de electromiografía?

3.2.3 Etapa de asesoría

Se establece reuniones con neurólogos especialistas en el campo de neurofisiología, con la finalidad de conocer las características, funciones y prácticas de los electromiógrafos.

3.2.4 Etapa de diseño

El diseño del proyecto está desarrollado por etapas, las cuales se lleva a cabo para realizar un trabajo ordenado y solucionar problemas que conllevan a lograr la culminación total del proyecto y se establece de acuerdo a la Figura 3.2.1 y 3.2.2.



Figura 3.2.1 Diagrama de Bloques de las Etapas del Proyecto

Elaboración: El Autor

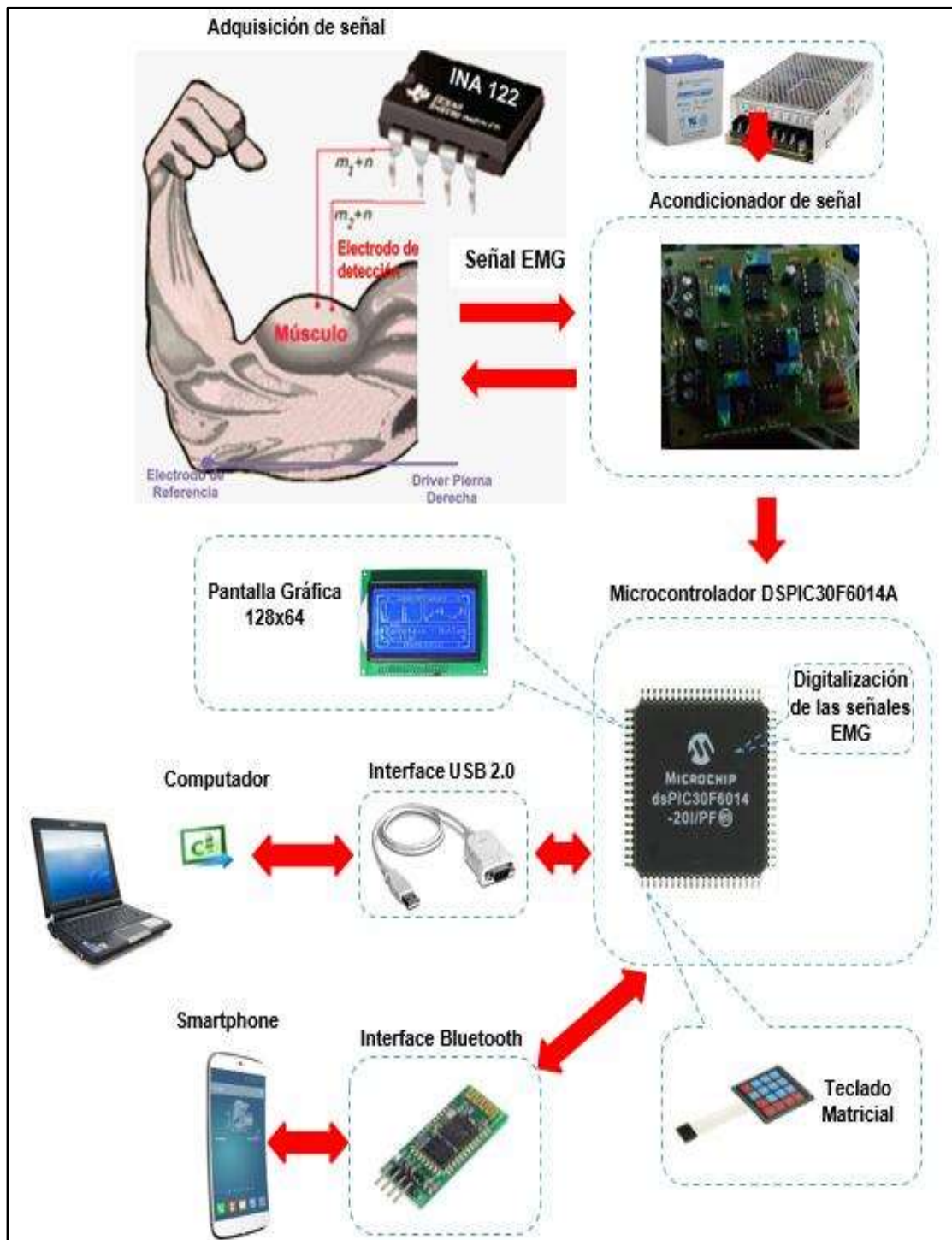


Figura 3.2.2 Diagrama Gráfico del diseño del Proyecto

Elaboración: El Autor

3.3 Etapa de desarrollo

Según el Diagrama de bloques mostrado en la Figura 3.2.1 y el Diagrama gráfico del diseño del proyecto establecido en la Figura 3.2.2, se procede a desarrollar cada etapa específicamente.

3.3.1 Adquisición de señal EMG

Es la parte inicial y más importante, donde se captura la señal a trabajar. Lo primero consiste en la elección del dispositivo que sea capaz de captar las señales eléctricas de los músculos, como son los electrodos y se organizan por tipo, forma, tamaño y material [31], lo mismo sucede con los cables conductores que son conectados hacia el equipo (etapa de acondicionamiento).

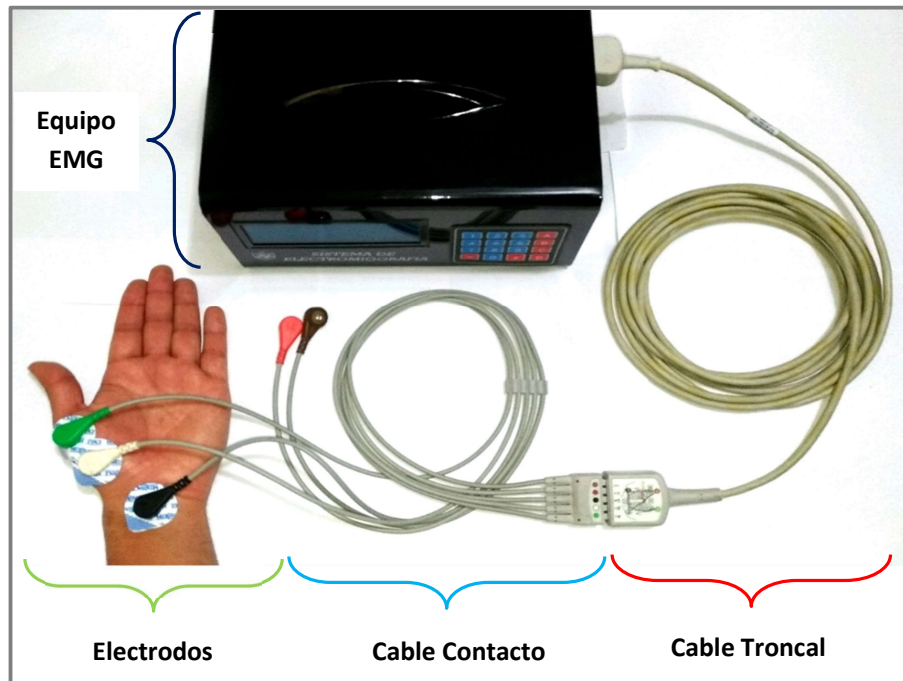


Figura 3.3.1 Conexión para la adquisición de señales EMG.

Fuente: Elaboración Propia

De la Tabla 2.3.1 Especificación de Electrodos y Cables del marco teórico se hace mención de los instrumentos, para la conexión de la adquisición de señales EMG que se muestra en la Figura 3.3.1

La adquisición comienza con la colocación de los electrodos (3M/Medi-trace100) en los músculos que se desea evaluar, luego los cables contactos (M541A-Philips) se conectan a los electrodos mediante un mecanismo de enganche a presión. Los cables contactos se conectan mediante su conector macho al cable troncal (Multilink-General Electric) que tiene un conector hembra, finalmente el cable troncal se conecta al equipo portátil de monitoreo etapa de acondicionamiento de la señal EMG adquirida.

3.3.2 Acondicionamiento

Luego de la adecuada captura de las señales electromiográficas, se realiza el proceso de acondicionamiento, la cual posibilita mejorar el tratamiento y manejo de la señal de interés para los siguientes procesos. Dentro de este proceso existen 5 subprocesos los cuales son representados en el siguiente esquema de la Figura 3.3.2

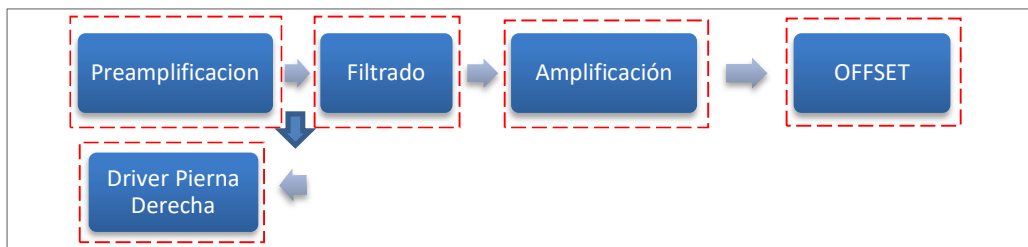


Figura 3.3.2 Subprocesos de Acondicionamiento

Elaboración: El Autor

a) Pre amplificación

Subproceso donde se adecua las señales con valores de voltajes pequeños, dentro de los milivoltios (mV). Las señales capturadas mediante los electrodos, se amplifican a través de un amplificador de instrumentación INA128P.

Para el cálculo de valor de ganancia, a la salida V_0 del INA128P (Pin 6) se utiliza la hoja técnica del amplificador de instrumentación como muestra la Figura 3.3.3

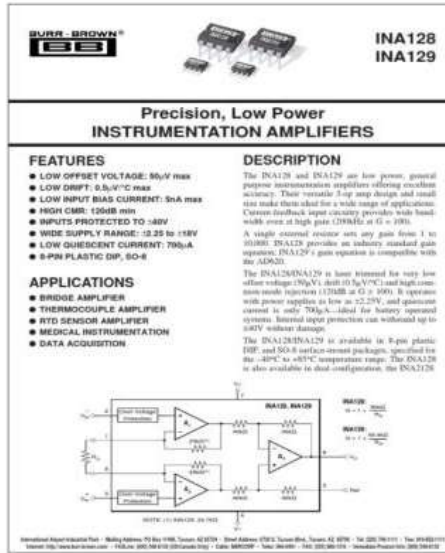


Figura 3.3.3 Hoja Técnica del INA128P

Fuente: DataSheet INA128P. Obtenido de: http://pdf.datasheetcatalog.com/datasheets/270/255497_DS.pdf

Teniendo en cuenta que el valor máximo de una señal EMG es de 13 milivoltios y se desea que el voltaje de salida sea 1 voltio. Utilizando y reemplazando en la ecuación 6 se tiene lo siguiente:

$$V_o = (V_{in+} - V_{in-}) \times G \quad (21)$$

$$1 = 13 \text{ mV} \times G \quad (22)$$

$$G = 77 \quad (23)$$

Utilizando la ecuación 5, se calcula la resistencia R_G del preamplificador.

$$G = 1 + \frac{50k}{R_G} \quad (24)$$

$$77 = 1 + \frac{50k}{R_G} \quad (25)$$

$$R_G = 657.89 \Omega \quad (26)$$

Donde se tiene: $R_G = R_5 = R_6$

Se adiciona al INA128P un circuito en modo integrador de un amplificador LF353 para poder reducir las señales DC presente en los circuitos, se toma como referencia las aplicaciones del integrado en hoja técnica del INA128P como muestra la Figura 3.3.4

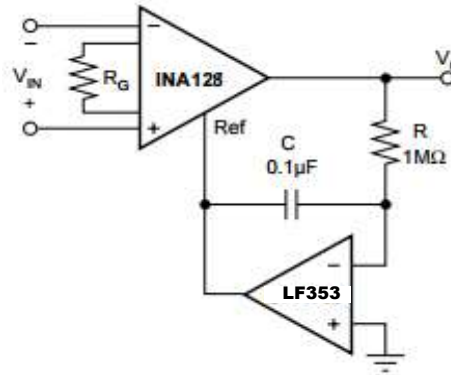


Figura 3.3.4 Acoplador de señales AC

Fuente: DataSheet INA128P. Obtenido de: http://pdf.datasheetcatalog.com/datasheets/270/255497_DS.pdf

En la salida (V_o) del preamplificador INA128P se coloca la entrada negativa del amplificador LF353 en serie con la Resistencia (R) y la salida del amplificador LF353 se coloca en el pin Ref. del preamplificador INA128P y se toma como valores $R=1.3M\Omega$ y $C=100nF$. La Figura 3.3.5 muestra el esquema del circuito **Pre-Amplificación**, completo, diseñado e implementado.

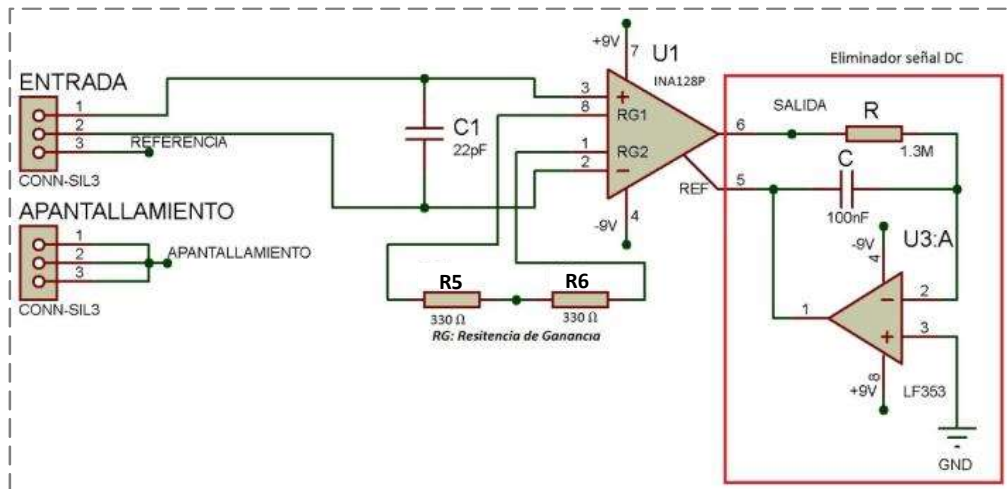


Figura 3.3.5 Circuito de Pre-amplificación Diseñado

Elaboración: El Autor

b) Circuito de retroalimentación

Se diseña el circuito de retroalimentación, la cual tiene 2 objetivos principales, suministrar seguridad eléctrica al paciente colocando el electrodo de referencia a una tierra activa aislada de la tierra eléctrica y atenuar el voltaje de modo común que afecta los terminales de entrada del amplificador de instrumentación INA128P.

El esquema general del circuito **feedback** que se utiliza se muestra en la Figura 3.3.6 se verifica que se utiliza 2 amplificadores uno en modo seguidor de voltaje y el otro en modo inversor. El INA128P es el integrado utilizado en el subproceso de pre amplificación diseñado anteriormente.

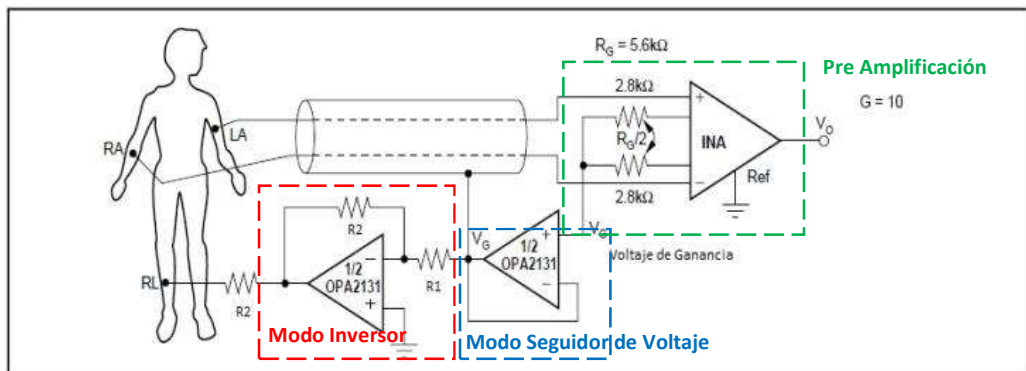


Figura 3.3.6 Esquema de Circuito de la Pierna Derecha

Fuente: DataSheet INA128P. Obtenido de: http://pdf.datasheetcatalog.com/datasheets/270/255497_DS.pdf

Uno de los objetivos del driver de la pierna derecha es atenuar el voltaje de modo común, por ello las resistencias R1 y R2 del cuadro rojo Modo Inversor de la Figura 3.3.6 tienen que ser iguales, para poder retroalimentar el voltaje inverso y anular las señales no deseadas, por lo tanto, utilizando la ecuación 2 se obtiene en (27) y (28) el voltaje de salida (V_o) del amplificador modo inversor que es el electrodo de referencia.

$$V_o = -\frac{V_G}{R_1} \times R_1 \quad (27)$$

$$V_o = -V_G \quad (28)$$

Se verifica que el cálculo anterior cumple el objetivo del Circuito de retroalimentación dando valor a $R1=R2=330\Omega$. Donde $R_G/2 = R5 = R6$ entonces $R5 = 330\Omega$, $R6=330\Omega$ y se adiciona 2 resistencias $R3=10K\Omega$, $R4=10K\Omega$ en modo divisor de voltaje para regular la inducción magnética del apantallamiento de los cables de la etapa de adquisición. El esquema del circuito de la pierna derecha es como se muestra en la Figura 3.3.7

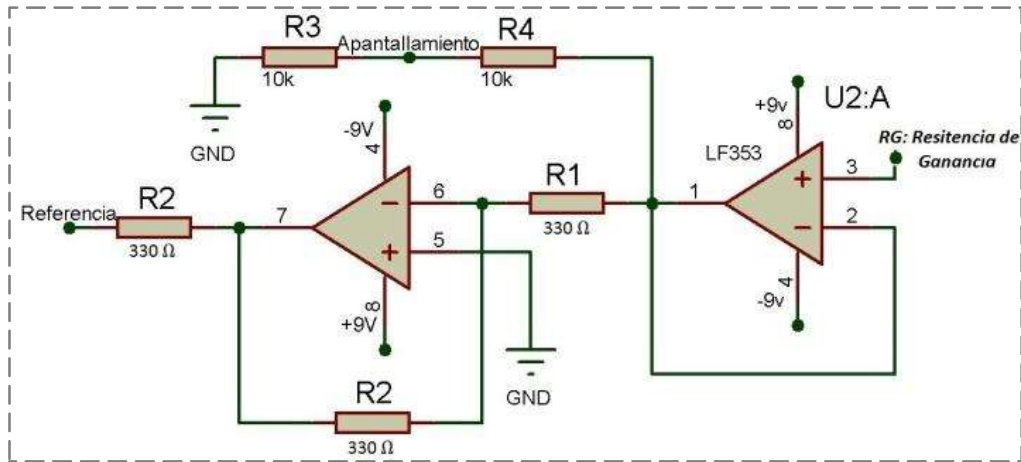


Figura 3.3.7 Circuito de la Pierna Derecha Diseñado

Elaboración: El Autor

En la Figura 3.3.8, se muestra el circuito de preamplificación y circuito de retroalimentación unificado.

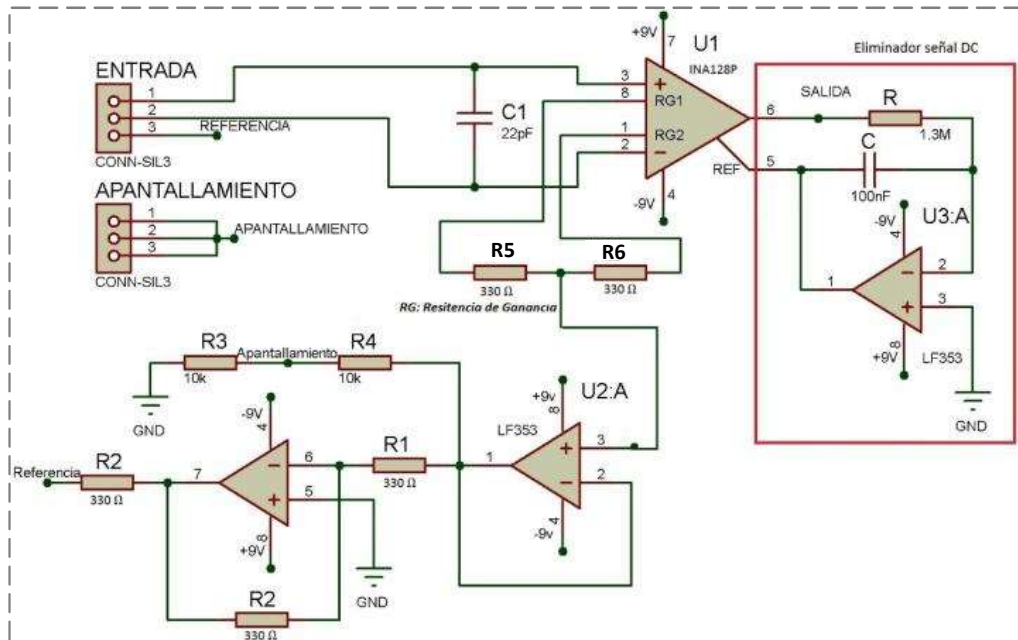


Figura 3.3.8 Circuito unificado Preamplificador – Driver Pierna Derecha

Elaboración: El Autor

c) Filtrado

Subproceso más esencial y crítico, en la cual se separa la señal EMG del ruido y de las interferencias de otras frecuencias. El rango de frecuencias a considerar en el filtrado es seleccionado de acuerdo a los estudios y estándares establecidos (5 a 500 Hz) y según las pruebas que se realizó se determina el rango final del filtro de 5 Hz a 1.5 KHz.

Filtro Pasa Altas

Para el cálculo y diseño del filtro de orden dos, se toma como referencia el esquema de la Figura 2.5.10. Dado que se requiere una frecuencia de corte (f_n) de 5 Hz tomando como valor $C1 = C2 = C = 100\text{nF}$. Utilizando la ecuación 18, se obtiene (30) y (31) valores de $R1$ y $R2$ respectivamente.

$$5 = \frac{1}{2\pi \times R_1 \times 100 \times 10^{-9} \sqrt{2}} \quad (29)$$

$$R_1 = 225 \text{ K}\Omega \quad (30)$$

$$R_2 = 450 \text{ K}\Omega \quad (31)$$

La salida (V_o) de la etapa de Preamplificación es la entrada (V_i) del Filtro Pasa Altas. El esquema del circuito diseñado es como se muestra en la Figura 3.3.9

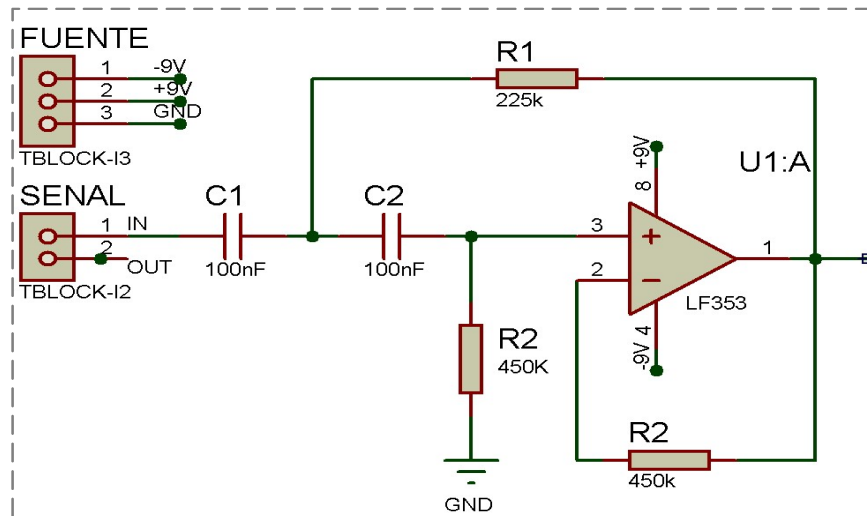


Figura 3.3.9 Circuito del Filtro Pasa-Altas Diseñado

Elaboración: El Autor

Filtro Pasa Bajas

Para el cálculo y diseño del filtro se toma como referencia el esquema de la Figura 2.5.13. Dado que se requiere una frecuencia de corte (f_n) de 1.5 KHz se toma como valor $C1 = 200\text{nF}$ y $C2 = 100\text{nF}$. Utilizando la ecuación 9, se obtiene (33) y (34) valores de $R1$, $R2$ y R_f respectivamente.

$$1.5 \text{ K} = \frac{1}{2\pi \times R \times 100 \times 10^{-9} \sqrt{2}} \quad (32)$$

$$R = R_1 = R_2 = 750 \Omega \quad (33)$$

$$R_f = 2R = 1.5 \text{ K}\Omega \quad (34)$$

La salida (V_o) del Filtro Pasa Altas es la entrada (V_i) del Filtro Pasa Bajas. El esquema del circuito diseñado es como se muestra en la Figura 3.3.10

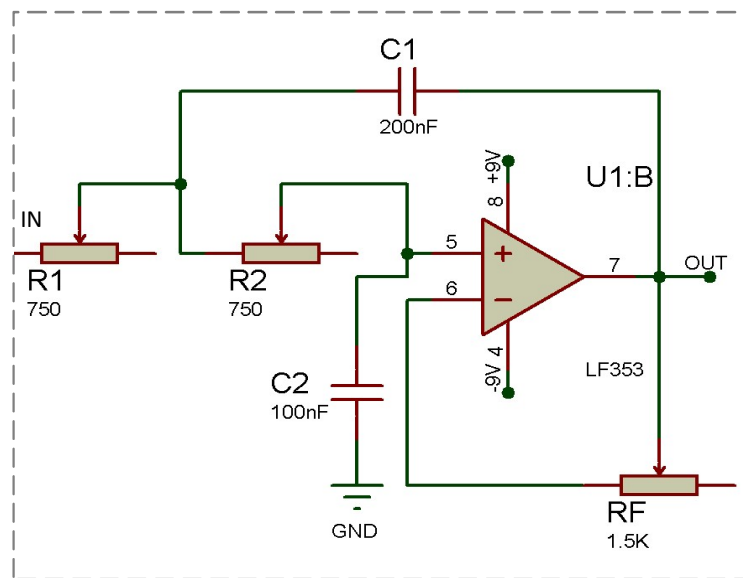


Figura 3.3.10 Circuito del Filtro Pasa Bajas Diseñado

Elaboración: El Autor

El circuito Pasa Bajas y Pasa Altas diseñado se unifican convirtiéndose en un Filtro Pasa Banda como se muestra en la Figura 3.3.11

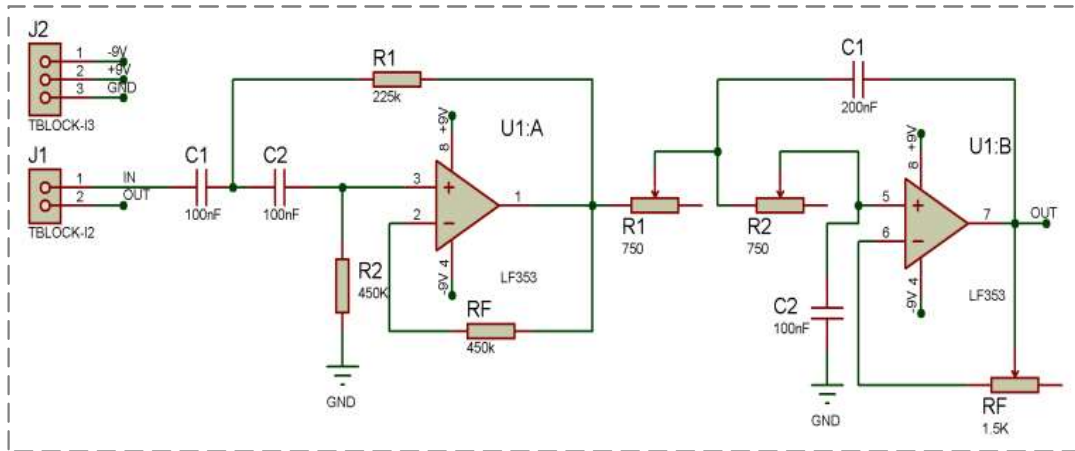


Figura 3.3.11 Circuito Pasa Banda unificado Pasa Bajas y Altas

Elaboración: El Autor

Filtro Notch

Este filtro se encarga de eliminar la frecuencia de 60Hz producido por inducciones o ruidos externos de equipos como motores etc. Para el cálculo y diseño del filtro se toma como referencia el esquema de la Figura 2.4.15 Se selecciona el valor de $Bw = fc2 - fc1$, donde $fc2 = 63\text{Hz}$ (frecuencia superior) y $fc1 = 57\text{Hz}$ (frecuencia inferior). Utilizando la ecuación 10, se obtiene (36) valor de Q.

$$Q = \frac{60}{63 - 57} \quad (35)$$

$$Q = 10 \quad (36)$$

Para calcular la ganancia del filtro Notch, Utilizando la ecuación 11 y valor de Q, se obtiene (38) valor de Av .

$$10 = \frac{0.5}{2 - Av} \quad (37)$$

$$Av = 1.95 \quad (38)$$

Para calcular los valores de resistencias R5 y R4 del filtro Notch, utilizando la ecuación 12 y el valor de ganancia del filtro (Av), se obtiene (40) y (41) valor de R4 y R5.

$$1.95 = \frac{R4}{R5} + 1 \quad (39)$$

$$0.95 = \frac{R4}{R5} \quad (40)$$

Dando un valor **R4 = 5kΩ** entonces:

$$R5 = 5.26k\Omega \quad (41)$$

Para calcular los valores de R y C del filtro Notch, utilizando la ecuación 13 y el valor de la frecuencia central $F_0 = 60\text{Hz}$, se obtiene (43) y (45) valor de R y C.

$$F_0 = \frac{1}{2\pi RC} \quad (42)$$

$$60 = \frac{1}{2\pi RC} \quad (43)$$

Dando un valor **C = 0.47μF**

$$60 = \frac{1}{2\pi R \times 0.47\mu} \quad (44)$$

$$R = 5.643k\Omega \quad (45)$$

Utilizando los valores de C y R, se obtiene (46) y (47) valores de C3 y R3 respectivamente.

$$C3 = 2C \approx 1\mu F \quad (46)$$

$$R3 = \frac{R}{2} = 2.821k\Omega \quad (47)$$

La salida (V_o) del Filtro Pasa Bajas es la entrada (V_{IN}) del Filtro Notch. El esquema del circuito Notch calculado y diseñado es como se muestra en la Figura 3.3.12

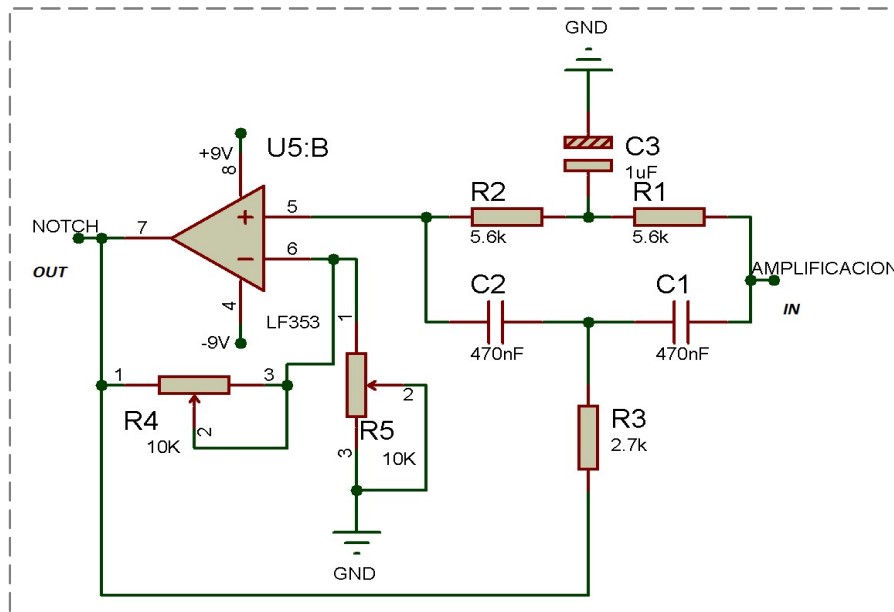


Figura 3.3.12 Circuito Diseñado de Filtro Notch

Elaboración: El Autor

d) Amplificación

Después que la señal de interés es tratada, se procede a amplificar a un valor que puede ser trabajado sin ningún problema en las siguientes etapas del proyecto. Para ello se diseña un circuito estable mediante un amplificador de instrumentación para poder nuevamente eliminar señales en modo común y ruido aún existente.

Se utiliza el mismo esquema del circuito preamplificador de la Figura 2.5.7 y teniendo en cuenta que el valor de voltaje a la entrada del amplificador es aproximadamente 2 voltios y se desea que el voltaje máximo de la señal final sea 5 voltios adecuado valor para la etapa de digitalización.

Utilizando la ecuación 6, se obtiene (50) valor de ganancia del amplificador.

$$V_o = (V_{in+} - V_{in-}) \times G \quad (48)$$

$$5 = 2 \times G \quad (49)$$

$$G = 2.5 \quad (50)$$

Utilizando la ecuación 5, se obtiene (53) valor de la resistencia R_G .

$$G = 1 + \frac{50k}{R_G} \quad (51)$$

$$2.5 = 1 + \frac{50k}{R_G} \quad (52)$$

$$R_G = 33.33k\Omega \quad (53)$$

A la salida del amplificador se adiciona el circuito eliminador de DC calculado en la etapa del preamplificador. La salida (V_{out}) del Filtro Notch es la entrada (V_{IN+}) del amplificador y la entrada (V_{IN-}) es tierra. En la Figura 3.3.13 se muestra el esquema final del circuito amplificador.

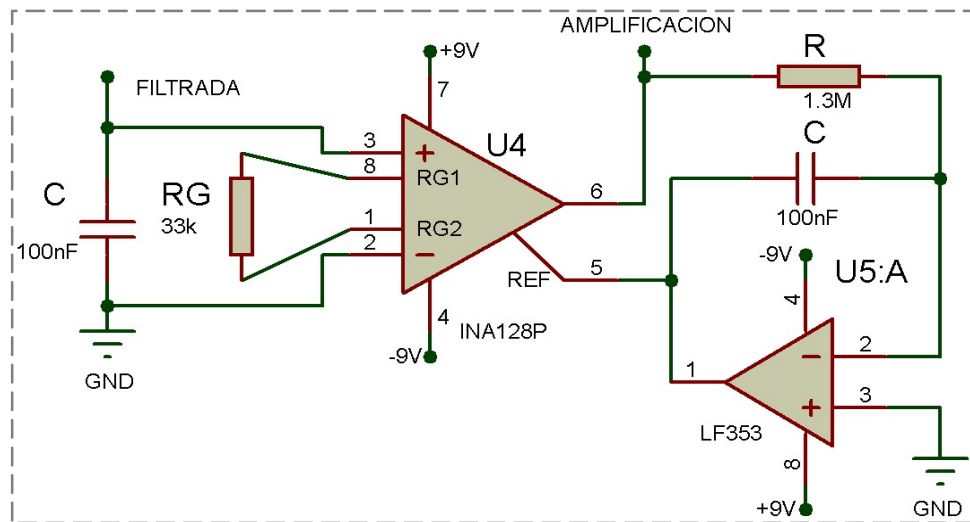


Figura 3.3.13 Circuito Diseñado de Amplificación

Elaboración: El Autor

e) Offset

La señal de interés debe ser digitalizada en el microprocesador DSPIC30F6014; por lo tanto, se debe adecuar a un rango positivo de voltajes, de modo que no sature la entrada del convertidor Análogo – Digital, se utiliza el siguiente esquema de circuito Figura 3.3.14 (Adecuación de la Figura 2.4.19).

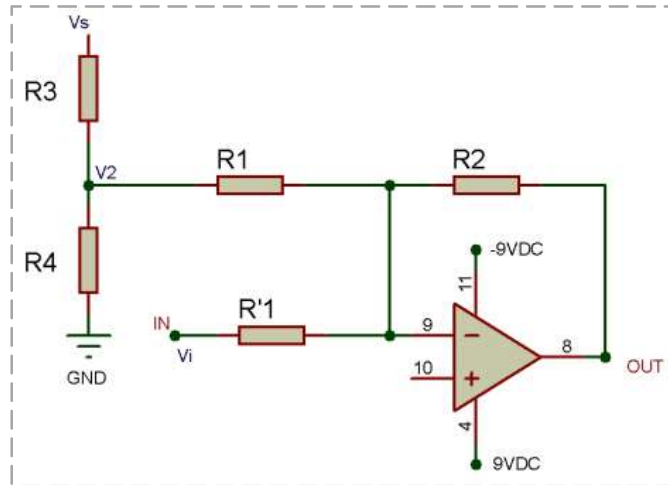


Figura 3.3.14 Adecuación de Esquema de Circuito Offset

Elaboración: El Autor

La salida (V_o) del Filtro Notch es la entrada (V_i) del amplificador modo Offset. Según del esquema de la Figura 3.3.14 la ganancia del circuito sumador inversor debe ser uno, sin amplificación, utilizando la ecuación 54, se obtiene (55), (56) y (57) valor de resistencias R_1 , R'_1 y R_2 .

$$G_2 = G_1 = \frac{R_2}{R_1} = \frac{R_2}{R'_1} = 1 \quad (54)$$

$$R_1 = 1 \text{ k}\Omega \quad (55)$$

$$R'_1 = 1 \text{ k}\Omega \quad (56)$$

$$R_2 = 1 \text{ k}\Omega \quad (57)$$

La señal de salida EMG del circuito Offset, debe estar dentro del rango de voltaje 0 a 5 voltios, por ello se tiene que sumar la señal de entrada (V_i) con un voltaje DC (V_2) de -2.5 voltios.

Se utiliza un divisor de voltaje, V_s igual a -9 voltios e V_o igual a -2.5 voltios, reemplazando en la ecuación 58 se obtiene (62) y (63) valores de resistencia R_4 y R_3 respectivamente.

$$\frac{V_2}{V_s} = \left(\frac{R_4}{R_3 + R_4} \right) \quad (58)$$

$$\frac{R_4}{R_3 + R_4} = \frac{-2.5}{-9} \quad (59)$$

$$-9R_4 = -2.5R_3 - 2.5R_4 \quad (60)$$

$$\frac{R_3}{R_4} = \frac{1}{2.6} \quad (61)$$

$$R_4 = 2.6 \text{ k}\Omega \quad (62)$$

$$R_3 = 1 \text{ k}\Omega \quad (63)$$

En la Figura 3.3.15, se muestra el esquema final del circuito Offset diseñado.

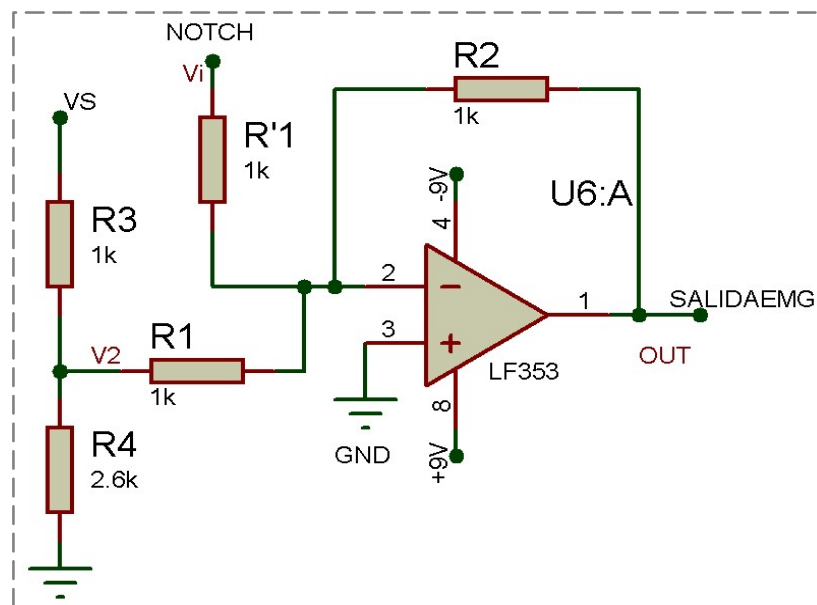


Figura 3.3.15 Esquema Diseñado de Circuito Offset

Elaboración: El Autor

La señal de salida del Offset, es la señal tratada de la etapa de acondicionamiento que ingresa al convertidor A/D del microcontrolador Dspic30F6014 del módulo EMG Board System (Módulo principal) y que se detalla en el punto posterior. La Figura 3.3.16 muestra el esquema de la conexión que se realiza con el controlador, una línea que es la señal EMG analógica y la otra es la tierra.

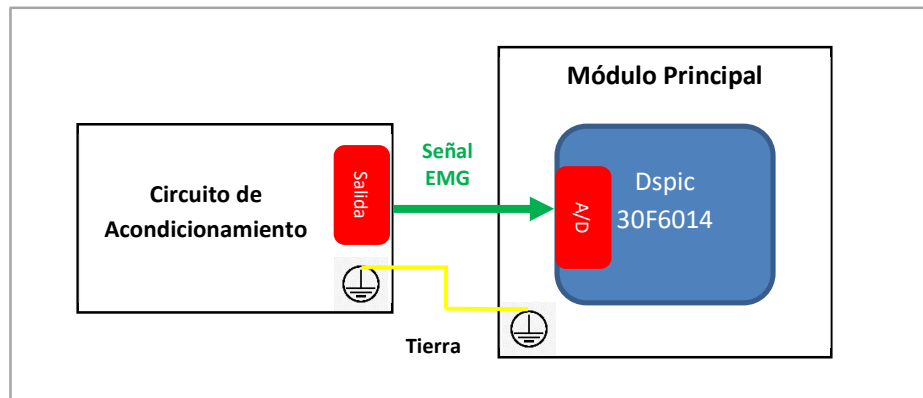


Figura 3.3.16 Diagrama de conexión de etapa de acondicionamiento y controlador del módulo principal

Elaboración: El Autor

3.3.3 Controlador

Este proceso se lleva a cabo gracias al diseño de un circuito modular, llamado módulo principal “**EMG BOARD SYSTEM**”, donde se conecta diferentes periféricos.

3.3.3.1 Módulo principal

Es la placa madre que permite el funcionamiento del equipo de electromiografía unificando todos los circuitos periféricos.

a) Diseño esquemático del módulo principal

Se realiza el diseño esquemático del módulo principal teniendo en cuenta la hoja técnica del microcontrolador Dspic 30F6014 (Figura 3.3.17) y del Grabador de Microcontroladores PICKit 3 (Figura 3.3.18).

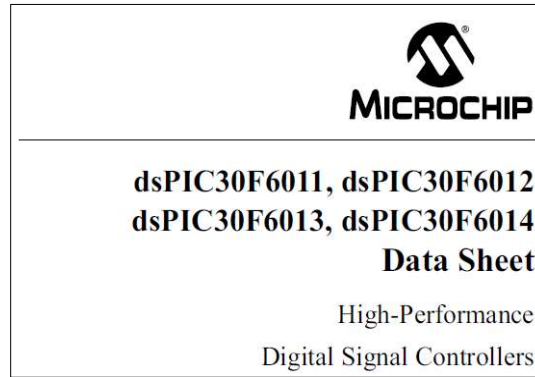


Figura 3.3.17 Hoja Técnica del Dspic 30F6014

Fuente: Datasheet Dspic 30F6014. Obtenido de: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/70117e.pdf>

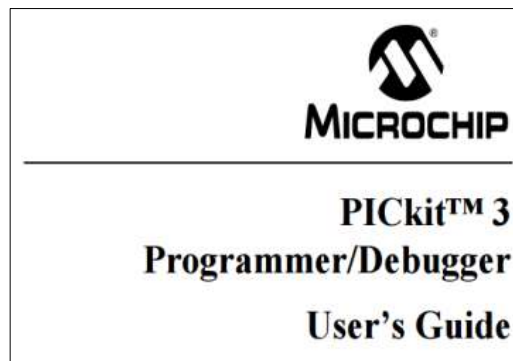


Figura 3.3.18 Hoja Técnica del Grabador PICKit 3

Fuente: Datasheet Dspic 30F6014. Obtenido de: https://www.sparkfun.com/datasheets/Programmiers/PICKit_3_User_Guide_51795A.pdf

En la Figura 3.3.19, se muestra los osciladores que puede usar el Dspic para uso adecuado de las funciones del microcontrolador.

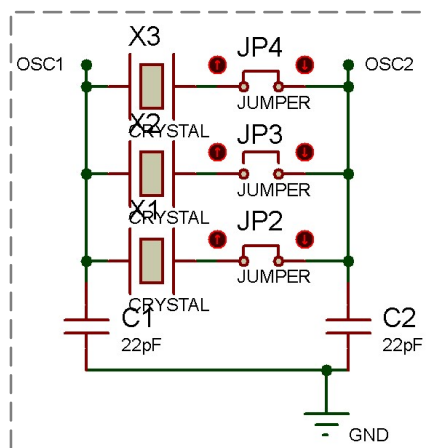


Figura 3.3.19 Distribución de Osciladores

Elaboración: El Autor

Se muestran los pines de contacto del microcontrolador superficial, en el módulo (Figura 3.3.20).

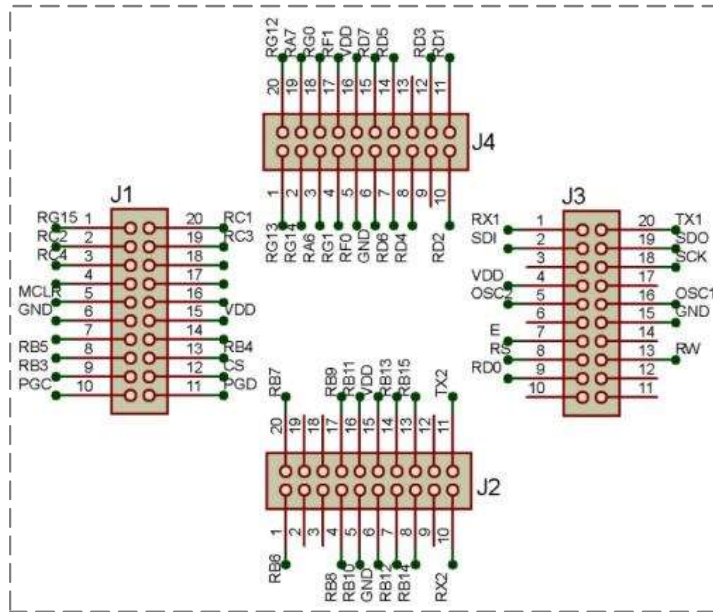


Figura 3.3.20 Puertos de Entrada y Salida del Microcontrolador

Elaboración: El Autor

En la Figura 3.3.20, se muestra a) las salidas digitales. b), c), d) y e) salidas y entradas digitales, para el uso y funcionamiento correcto del equipo.

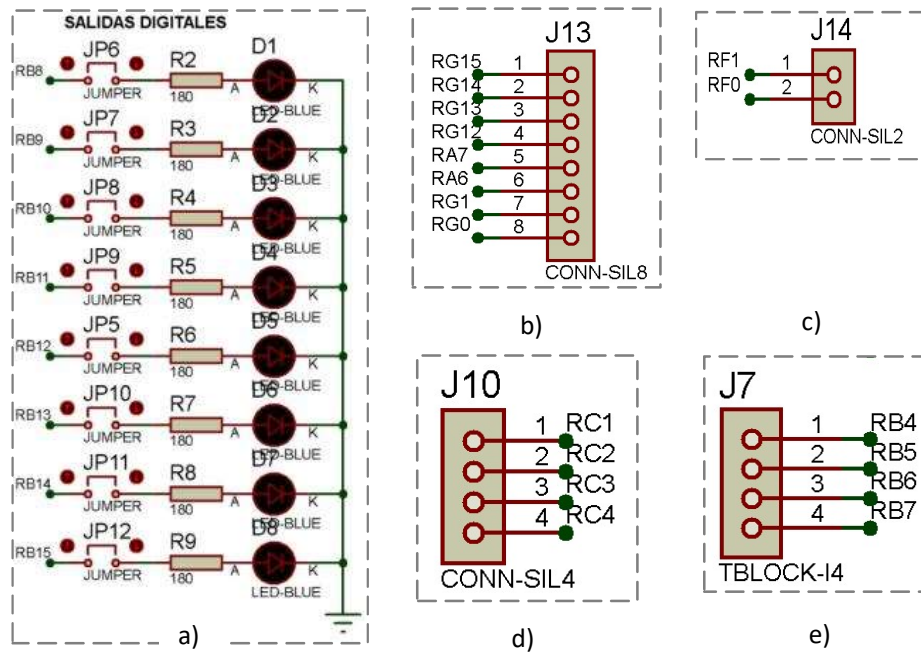


Figura 3.3.21 Puertos de Entrada y Salida

Elaboración: El Autor

En la Figura 3.3.22, se muestra a) los pines que se utilizan para grabación de la programación del Dspic utilizando el Grabador Pickit, b) Pines utilizados para el manejo y control del teclado Matricial, c) Pines de contacto para la visualización y control del display LCD.

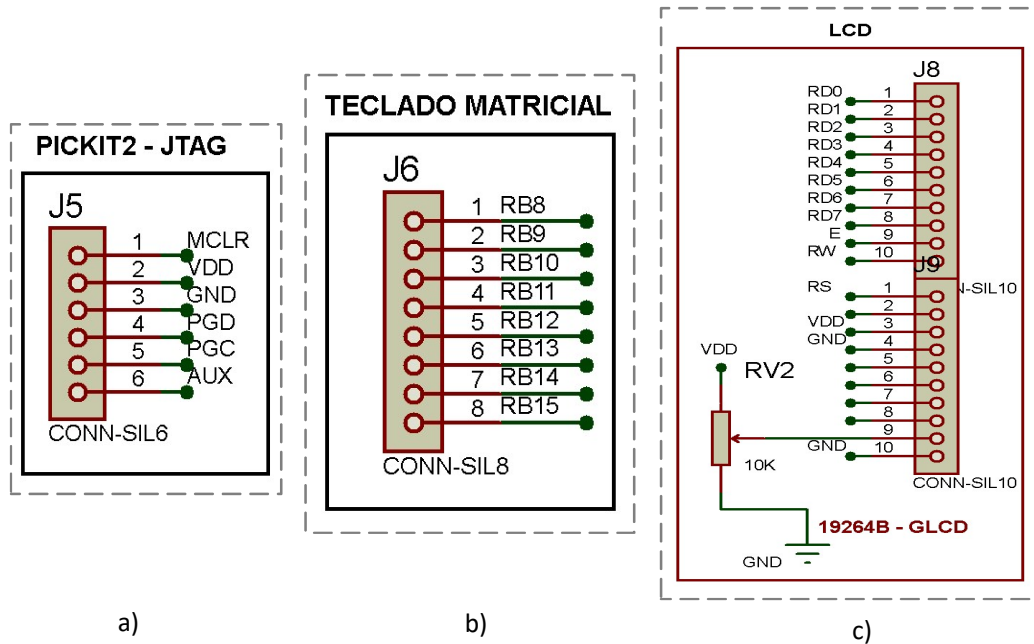


Figura 3.3.22 Periféricos de Programación, Control y Visualización

Elaboración: El Autor

En la Figura 3.3.23, se muestran los dos Módulos **UART** para la transmisión y recepción de información a la Pc y Dispositivos Móviles.

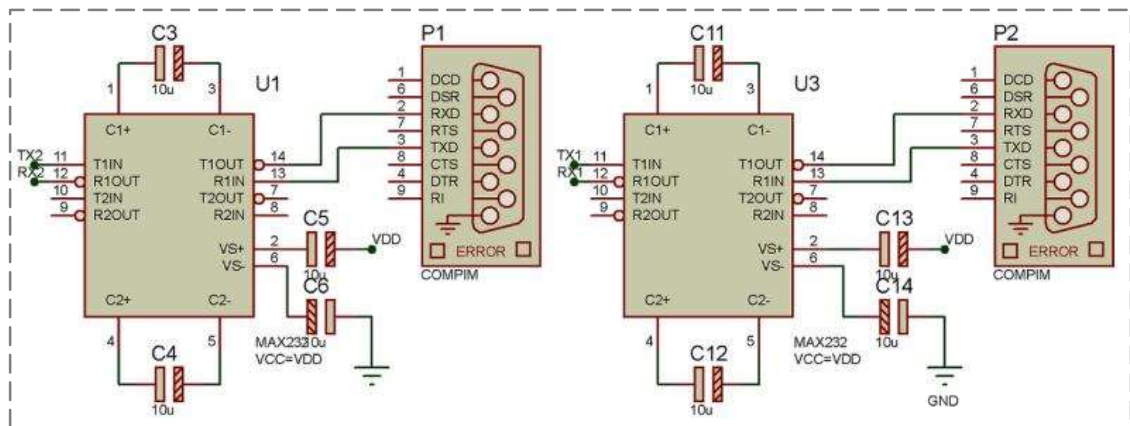


Figura 3.3.23 Módulos UART

Elaboración: El Autor

La Figura 3.3.24, se muestra el esquema de circuito de la fuente de alimentación del Módulo Principal del Electromiógrafo.

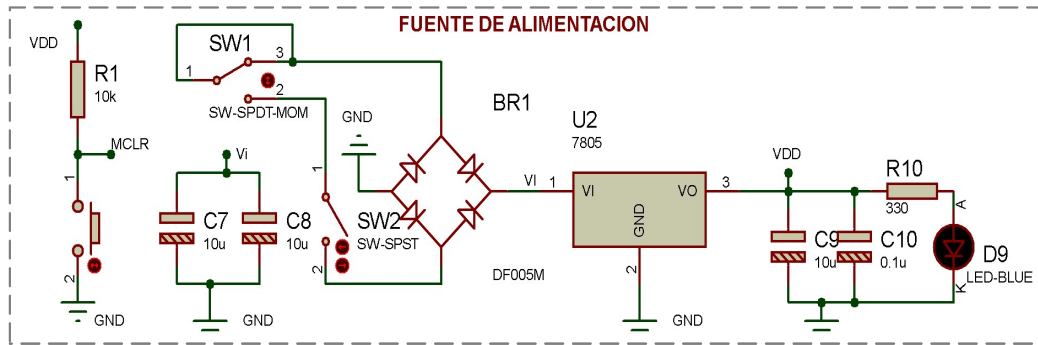


Figura 3.3.24 Fuente de Alimentación del Módulo Principal

Elaboración: El Autor

En la Figura 3.3.25, se muestra el diagrama del Dspic 30F3014, el Módulo Principal trabaja principalmente con el Dspic 30F6014, pero tiene la facilidad de poder trabajar con cualquiera de ellos por separado.

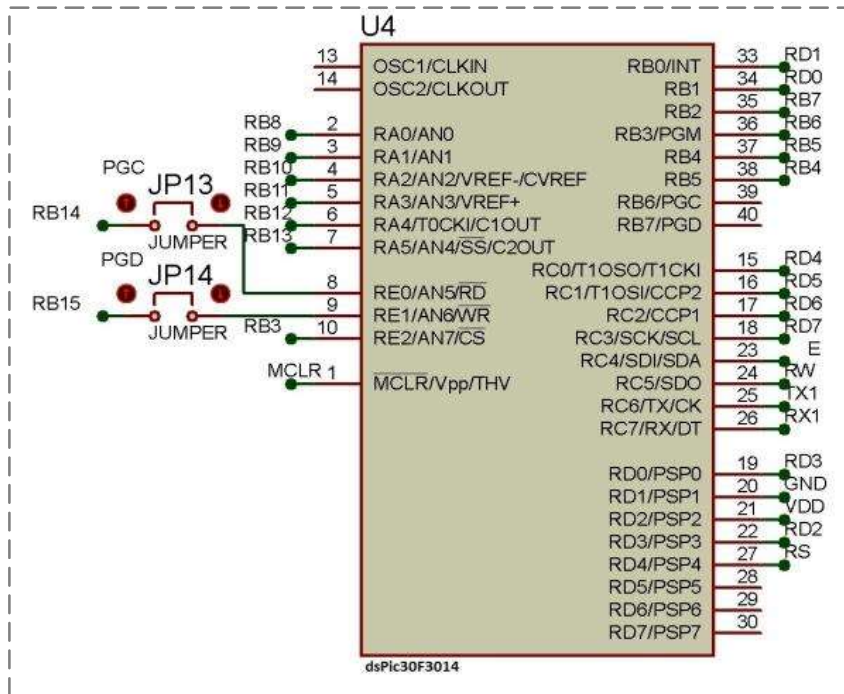


Figura 3.3.25 Diagrama Dspic

Elaboración: El Autor

b) Diseño e Implementación de la Placa Electrónica del Módulo Principal

Basados en el diseño esquemático, se realiza la implementación de la placa electrónica del Módulo Principal en PCB como muestra la Figura 3.3.26 y Figura 3.3.27, se utiliza el Programa Proteus.

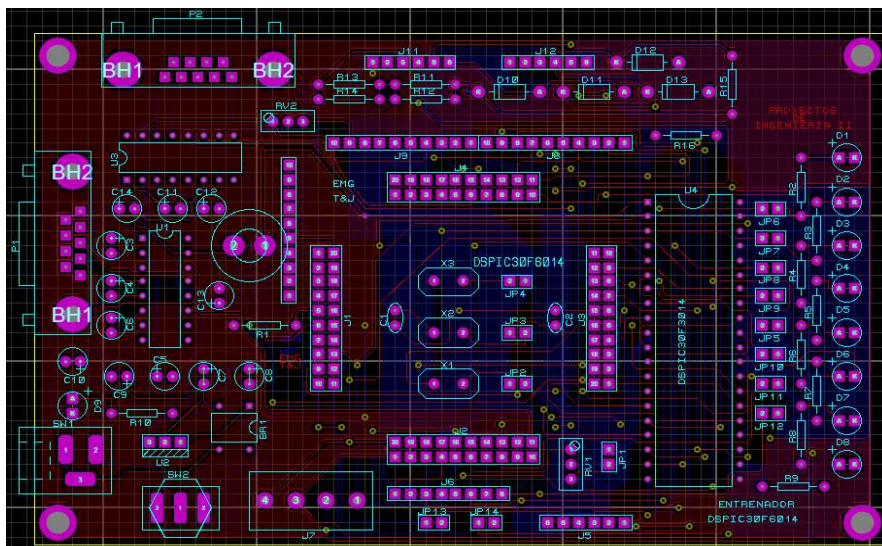


Figura 3.3.26. Diseño Placa Electrónica del Módulo Principal

Elaboración: El Autor

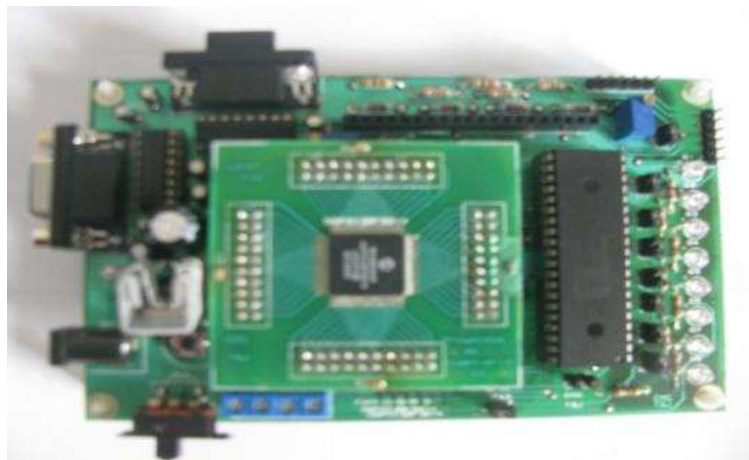


Figura 3.3.27 Implementación Placa Electrónica del Módulo Principal

Elaboración: El Autor

3.3.4 Interfaz de usuario

Para englobar el sistema es necesario tener un circuito maestro que controle la activación de cada etapa de acuerdo a su utilización. Por ello se diseña un circuito que contiene una interfaz gráfica interactiva para la operatividad del equipo, con una pantalla GLCD capaz de mostrar las opciones de control comandadas a través de un teclado matricial para la interacción de los dispositivos externos e internos del equipo biomédico.

3.3.4.1 Teclado matricial

El Teclado Matricial que se utiliza es de tipo 4x4 (4 Líneas Horizontales y 4 Líneas Verticales, con un total de 16 Teclas) como se muestra en la Figura 3.3.28, el diseño de este periférico se establece y desarrolla los criterios de Divisor de tensión para la selección adecuada de las teclas y eficiencia del dispositivo reduciendo los pines a utilizar de 8 pines a 2 pines de entrada al dsPIC30F6014.

Además se implementa un comparador para mantener el voltaje lógico mayor a 3.0 V, voltaje mínimo que reconoce el dspic al pin de entrada de Interrupción.

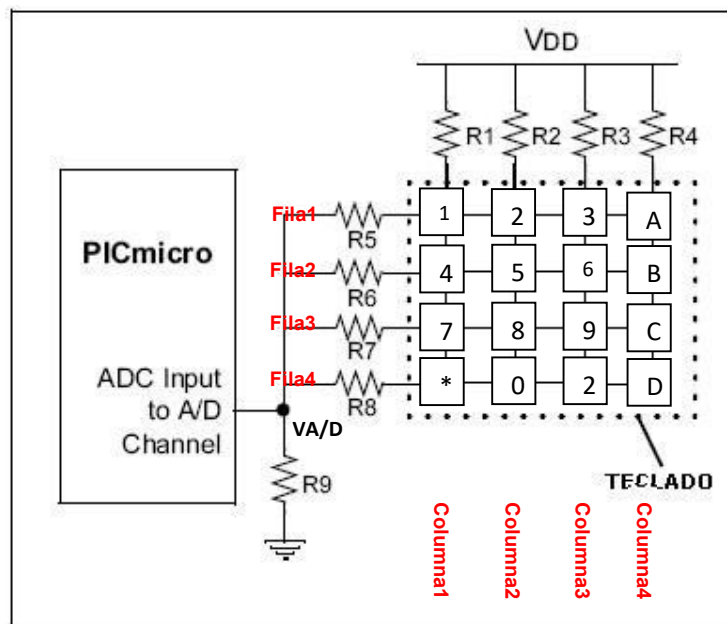


Figura 3.3.28 Esquema Implementación del Teclado Matricial

Fuente: Teclado Matricial 4x4. Obtenido de:

<http://www.todopic.com.ar/foros/index.php?topic=18911.msg353677#msg353677>

Cada una de las teclas, que al pulsar una de las resistencias de R1 a R4 conectadas a VDD con otra resistencia de R5 a R8 conectadas al dsPIC30F6014, genera un voltaje específico. Se define los siguientes datos para los cálculos respectivos:

RfilaX: R5, R6, R7, R8 (X Número de fila).

RcolumnaY: R1, R2, R3, R4 (Y Número de columna).

R9: Resistencia de Pull-Down.

VA/D: Voltaje en la entrada del A/D.

VDD: Voltaje de Fuente (5 Voltios).

Se aplica el criterio de divisor de tensión, utilizando la ecuación 4 y reemplazando los valores definidos se obtiene (65).

$$V_2 = \frac{R4}{R3 + R4} \times V_s \quad (64)$$

$$VA/D = \frac{R9}{R9 + Rcolumna + Rfila} \times VDD \quad (65)$$

Para calcular las Resistencias de R5 al R8 se comenzó dando un valor fijo a **R9 = 1K Ω** , **VA/D = 4V**, **VDD = 5V** y **Rcolumna1 = R1 = 0 Ω** (Valores disminuyen en 0.25 V para abarcar los 16 valores que se pueden teclear)

Fila1 – Columna1

$$4V = \frac{1K}{1K + Rcolumna1 + Rfila1} \times 5V \quad (66)$$

$$Rcolumna1 + Rfila1 \approx 250 \quad (67)$$

$$Rfila1 = R5 = 220\Omega \quad (68)$$

Fila2 – Columna1

$$3.75V = \frac{1K}{1K + Rcolumna1 + Rfila2} \times 5V \quad (69)$$

$$Rcolumna1 + Rfila2 \approx 333 \quad (70)$$

$$Rfila2 = R6 = 330\Omega \quad (71)$$

Fila3 – Columna1

$$3.5V = \frac{1K}{1K + R_{columna1} + R_{fila3}} \times 5V \quad (72)$$

$$R_{columna1} + R_{fila3} \approx 430 \quad (73)$$

$$R_{fila3} = R7 = 470\Omega \quad (74)$$

Fila4 – Columna1

$$3.25V = \frac{1K}{1K + R_{columna1} + R_{fila4}} \times 5V \quad (75)$$

$$R_{columna1} + R_{fila4} \approx 538 \quad (76)$$

$$R_{fila4} = R8 = 560\Omega \quad (77)$$

Conociendo el valor de **Rfila1=R5=220Ω**, se puede hallar el valor de las resistencias de las demás columnas R2 al R4.

Fila1 – Columna2

$$3V = \frac{1K}{1K + R_{columna2} + R_{fila1}} \times 5V \quad (78)$$

$$R_{columna2} + 220 \approx 667 \quad (79)$$

$$R_{columna2} = R2 = 470\Omega \quad (80)$$

Fila1 – Columna3

$$2.2V = \frac{1K}{1K + R_{columna3} + R_{fila1}} \times 5V \quad (81)$$

$$R_{columna3} + 220 \approx 1273 \quad (82)$$

$$R_{columna3} = R3 = 1k\Omega \quad (83)$$

Fila1 – Columna4

$$1.4V = \frac{1K}{1K + R_{columna4} + R_{fila1}} \times 5V \quad (84)$$

$$R_{columna4} + 220 \approx 2571 \quad (85)$$

$$R_{columna4} = R4 = 2.2k\Omega \quad (86)$$

Debido a que los resultados de las operaciones son aproximados, se elige las resistencias más cercanas a los valores comerciales. Por ello, luego de seleccionar los valores de las resistencias se tiene los voltajes VA/D exactos (Tabla 3.3.1).

Tabla 3.3.1 Valores de Voltajes VA/D en Teclado Matricial 4x4

	Columna1	Columna2	Columna3	Columna4	VA/D
Fila1	4.098V	2.958V	2.252V	1.461V	VA/D
Fila2	3.759V	2.777V	2.145V	1.416V	VA/D
Fila3	3.401	2.577V	2.024V	1.362V	VA/D
Fila4	3.205	2.463V	1.953V	1.329V	VA/D

Elaboración: El Autor

Para la implementación se utiliza 2 salidas del teclado matricial; o lo mismo, 2 entradas al microcontrolador Dspic 30F6014, una como interrupción (**RB0/INT**) la cual identifica que se presionó una tecla y otra entrada para digitalización de los voltajes VA/D (**RB1/AD**) la cual identifica que tecla se presionó.

Se utiliza un comparador LM324 donde sus entradas son VA/D (voltaje del divisor del teclado matricial) (Pin+ del LM324) y una referencia de voltaje mínimo 1.24 V (generado por un juego de divisor de tensión) (Pin- del LM324), el circuito del comparador se muestra en la Figura 3.3.29

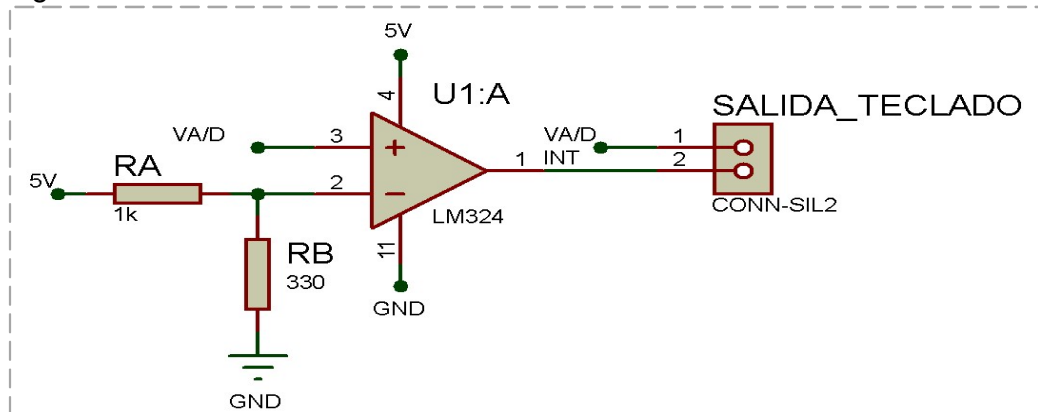


Figura 3.3.29 Circuito Comparador para obtener 2 entradas al Dspic30F6014.

Elaboración: El Autor

La Figura 3.3.30, muestra el diagrama de flujo del proceso de selección de teclas del Módulo del teclado matricial.

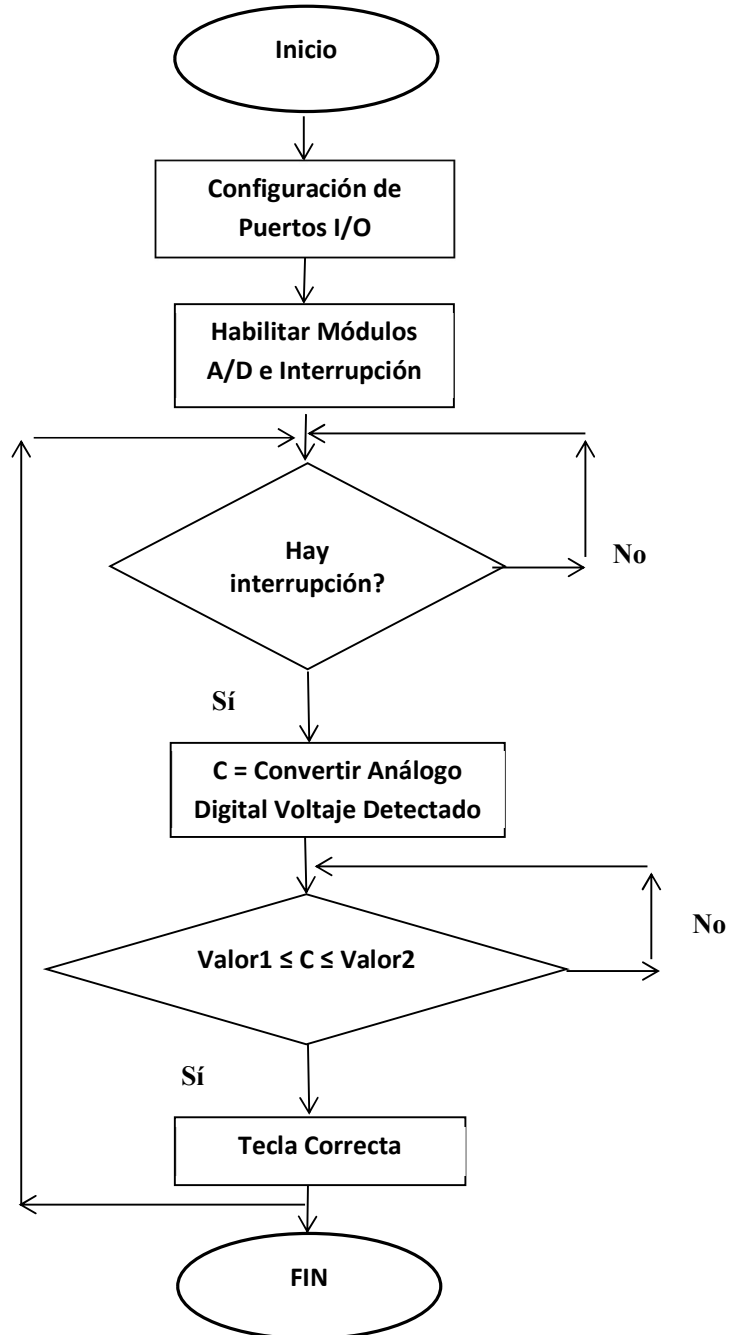


Figura 3.3.30 Diagrama de flujo - Proceso de selección teclas

Elaboración: El Autor

En la Figura 3.3.31, se muestra el diseño de la simulación del circuito de control del teclado matricial.

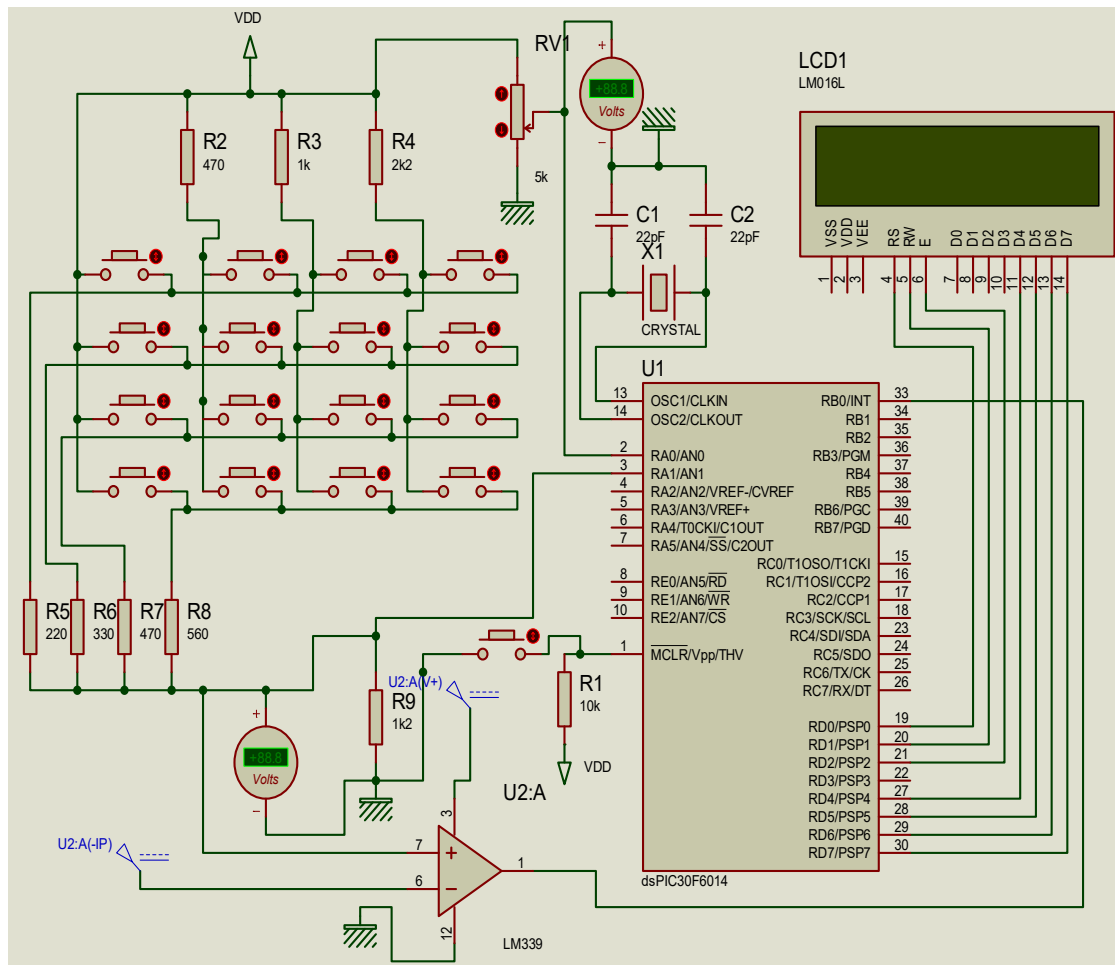


Figura 3.3.31. Simulación de Circuito Desarrollado.

Elaboración: El Autor

a) Diseño esquemático del circuito de teclado matricial

Se realiza el diseño esquemático del circuito del teclado matricial como muestra la Figura 3.3.32, teniendo en cuenta el esquema general de divisor de tensión (Figura 3.3.28), la simulación desarrollada (Figura 3.3.31) y las hojas técnicas de los dispositivos electrónicos utilizados.

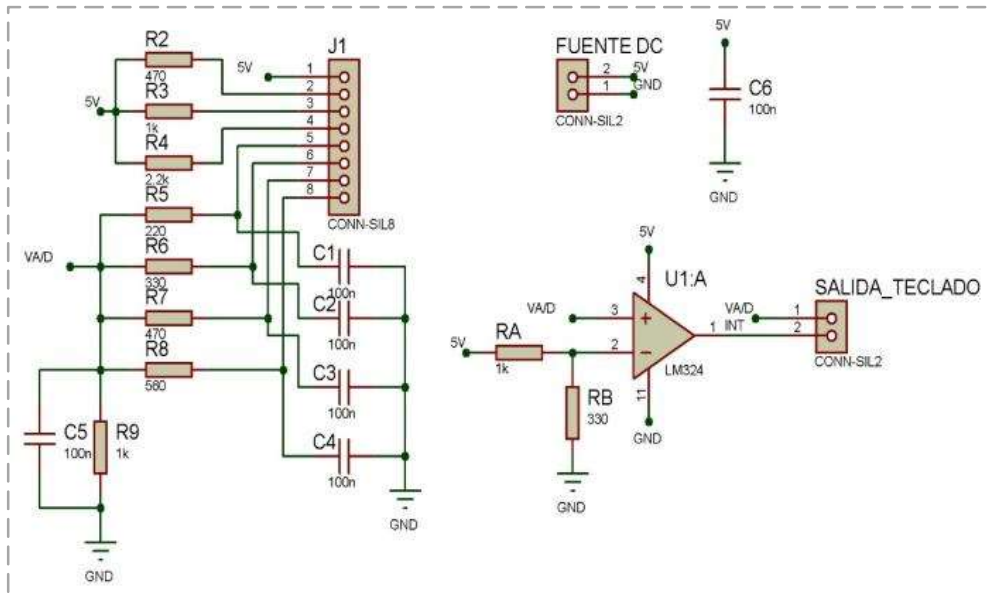


Figura 3.3.32 Circuito del Teclado Matricial

Elaboración: El Autor

b) Diseño e Implementación del Circuito del Teclado Matricial

Basados en el diseño esquemático, se realiza la implementación de la placa electrónica del Teclado Matricial en PCB como muestra la Figura 3.3.33, se utiliza el Programa Proteus.

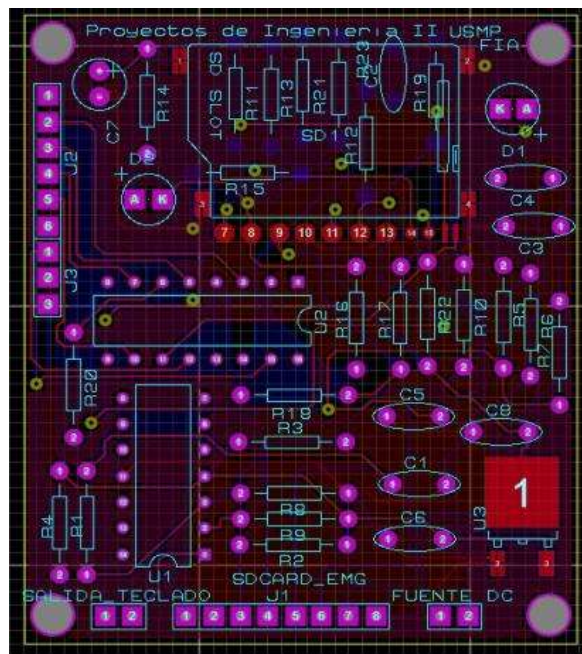


Figura 3.3.33 Diseño Placa Electrónica del Teclado Matricial.

Elaboración: El Autor

3.3.4.2 Pantalla GLCD

Dispositivo que facilita la visualización de las operaciones y funciones del equipo. El diseño del circuito de este periférico se estableció de acuerdo a la arquitectura y distribución física de sus pines de contacto según se muestra en las Figuras 3.3.34 y 3.3.35 respectivamente.

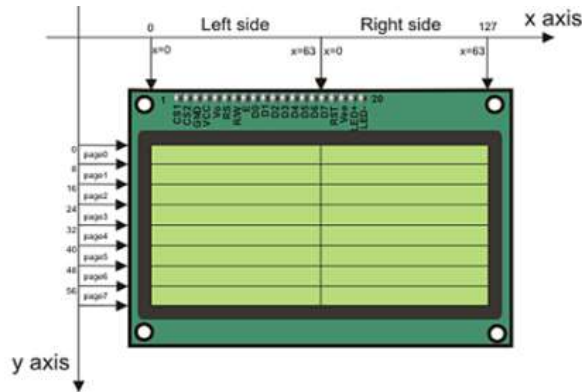


Figura 3.3.34 Arquitectura de la Pantalla GLCD 192x64

Fuente: Operating a graphical alpha-numeric LCD module (GLCD). Obtenido de:
<https://www.mikroe.com/ebooks/programming-dspic-mcus-in-c/example-3-operating-a-graphical-alpha-numeric-lcd->

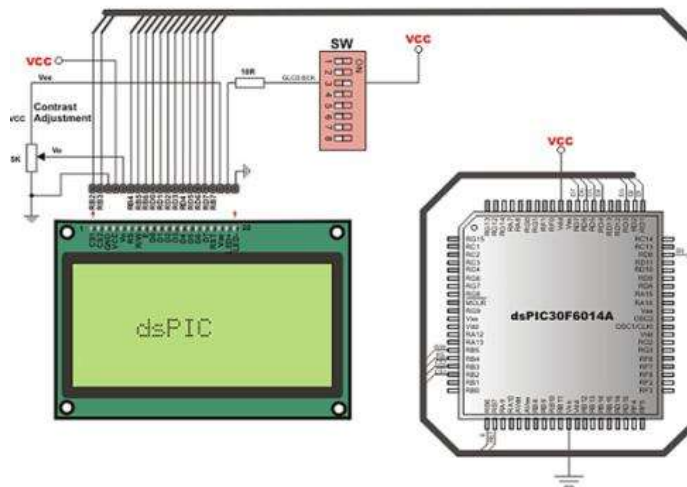


Figura 3.3.35 Distribución física de Conexión de la Pantalla GLCD

Fuente: Operating a graphical alpha-numeric LCD module (GLCD). Obtenido de:
<https://www.mikroe.com/ebooks/programming-dspic-mcus-in-c/example-3-operating-a-graphical-alpha-numeric-lcd->

Para la correcta utilización y programación de la pantalla GLCD es necesario conocer su distribución de pines y arquitectura por ello se muestra la siguiente Tabla 3.3.2 y Figura 3.3.36 respectivamente.

Tabla 3.3.2 Pines de Conexión de la Pantalla GLCD 192x64

N° PIN	SIMBOLO	FUNCION
1-8	DB7 – DB0	Línea de bus de datos
9	E	Señal de Habilitación
10	R/W	H: Lectura de Datos L: Escritura de Datos
11	RS	H: Datos de Entrada L: Código de Instrucción de Entrada
12	VO	Fuente de Alimentación para LCD (VDD-VO=LCD Voltaje de Conducción)
13	VDD	Tensión de Alimentación Lógica (+5V)
14	VSS	Tierra (0V)
15	CSB	Selección de Chip para segmento
16	CSA	Selección de Chip para segmento
17	VEE	Fuente de Alimentación Negativa (-10V)
18	/RES	Reinicio
19	LEDA	Tensión de Alimentación LED + (5V)
20	LEDK	Tensión de Alimentación LED - (0V)

Fuente: Datasheet JRM-19264B. Obtenido de: <http://www.datasheet4u.com/datasheet-pdf/ETC/JRM-19264B/pdf.php?id=649256>

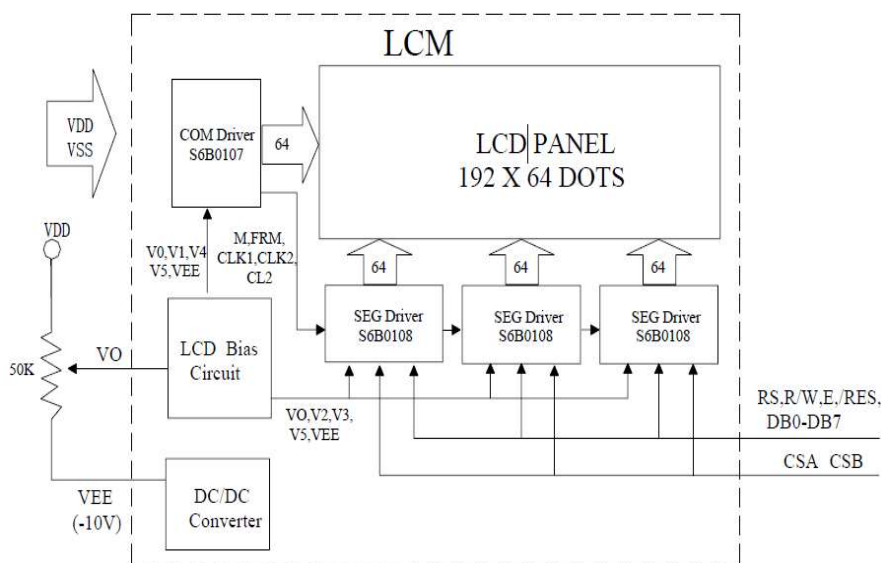


Figura 3.3.36 Diagrama de Bloques de la Arquitectura del GLCD 192x64

Fuente: Datasheet JRM-19264B. Obtenido de: <http://www.datasheet4u.com/datasheet-pdf/ETC/JRM-19264B/pdf.php?id=649256>

La Figura 3.3.37, muestra el diagrama de flujo del proceso de funcionamiento de la GLCD mostrando las configuraciones que luego se reflejara en la programación del DSPIC.

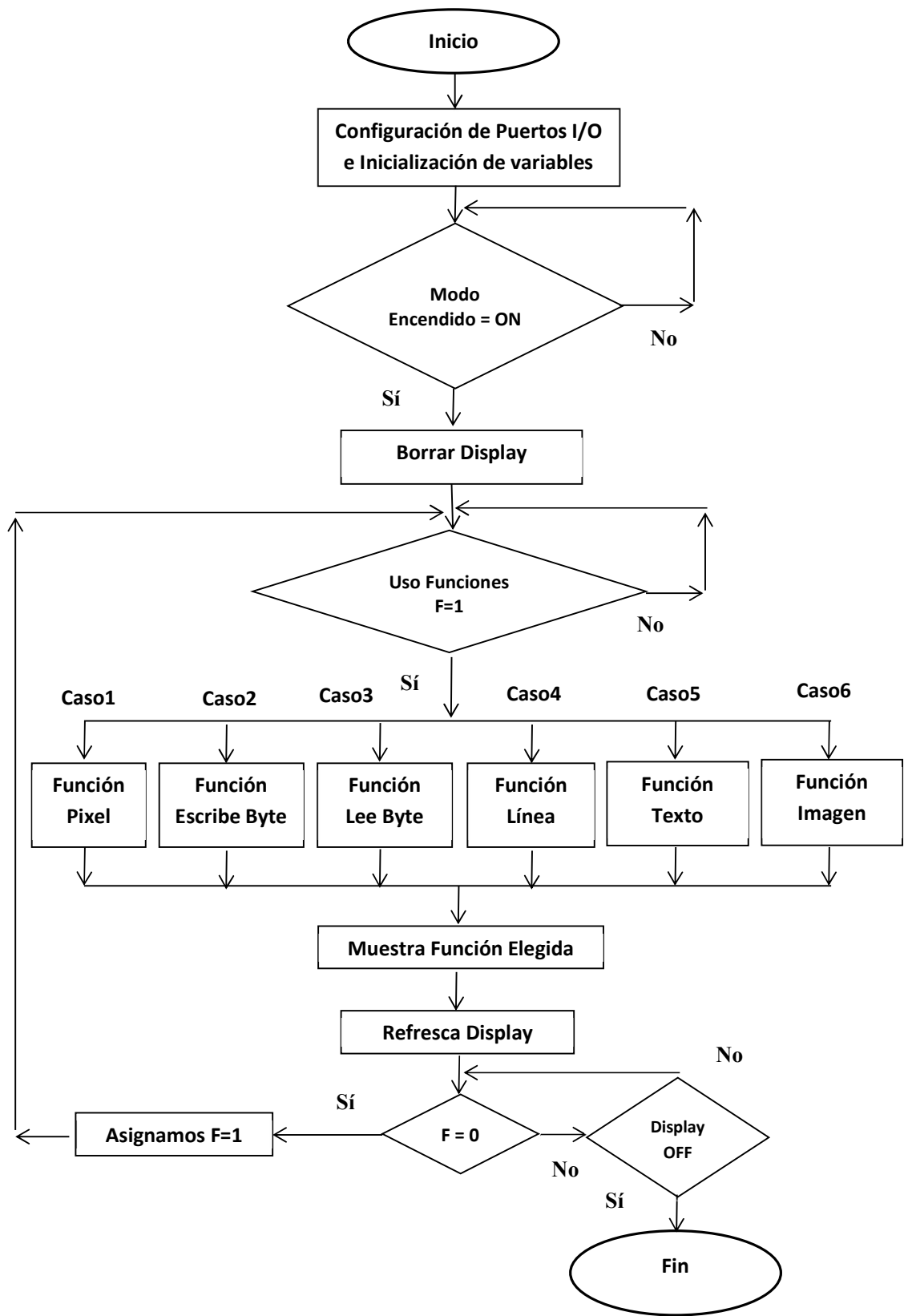


Figura 3.3.37 Diagrama de Flujo del Funcionamiento de la GLCD

Elaboración: El Autor

3.3.5 Digitalización

Después de la culminación de la implementación del módulo principal se puede realizar el proceso de digitalización, mediante la programación en lenguaje C en el dispositivo DSPIC. El Módulo Convertidor A/D del microcontrolador 30F6014 consta de 12 bits de resolución por muestra, indicado como valor mínimo por los estándares SENIAM e ISEK.

3.3.5.1 Digitalización de la Señal EMG

Para el inicio de la programación en lenguaje C de la digitalización se tiene que tener en cuenta el cálculo de parámetros y variables siguiendo la hoja técnica del dispositivo Dspic30F6014.

Los datos de digitalización son: **Fosc = 10MHz**, **PLL = 4**, **Postcaler = 1** y **ADCS<5:0> = 3**. Utilizando la ecuación 17, se obtiene (88) valor del Tiempo de Ejecución de Instrucción (**Tcy**).

$$F_{cy} = \frac{10 \times 10^6 \times 4}{1 \times 4} \quad (87)$$

$$T_{cy} = \frac{1}{F_{cy}} = 0.1 \mu S \quad (88)$$

Utilizando la ecuación 18, se obtiene (90) valor del Tiempo de reloj de conversión (**TAD**).

$$TAD = \frac{0.1 \times 10^{-6}}{2} \times (3 + 1) \quad (89)$$

$$TAD = 0.2 \mu S \quad (90)$$

Utilizando la ecuación 19, se obtiene (92) valor del Tiempo total (**Ttotal**).

$$T_{total} = 1 \times 0.2 \mu S + 14 \times 0.2 \mu S \quad (91)$$

$$T_{total} = 3 \mu S \quad (92)$$

Se determina el rango final del filtro de 5 Hz a 1.5 KHz por ello la frecuencia máxima (Fmax) de la señal EMG es 1.5K Hz. Según el Teorema de Nyquist-Shannon para poder replicar con exactitud la forma de una onda es necesario que la frecuencia de muestreo sea superior al doble de la frecuencia máxima, por ello para métodos prácticos se selecciona una Frecuencia de Muestreo (**Fs**) de 3.2 KHz.

Utilizando la ecuación 20 y los valores **Prescaler = 1**, **PR3 = 3125**, Tcy, se obtiene (94) valor de Frecuencia de Muestreo (**Fs**).

$$F_s = \frac{1}{0.1 \times 10^{-6} \times 1 \times 3125} \quad (93)$$

$$F_s = 3.2 \text{ KHz} \quad (94)$$

El registro PR3 se debe configurar en el Dspic 30F6014 y el Timer3 realiza su cuenta hasta el valor de 3125, dando como resultado la frecuencia de muestreo necesaria.

Para la programación de la digitalización de las señales EMG del módulo A/D del Dspic 30F6014 se toma como referencia el Diagrama de Flujo de la Figura 3.3.38 para el correcto proceso de funcionamiento.

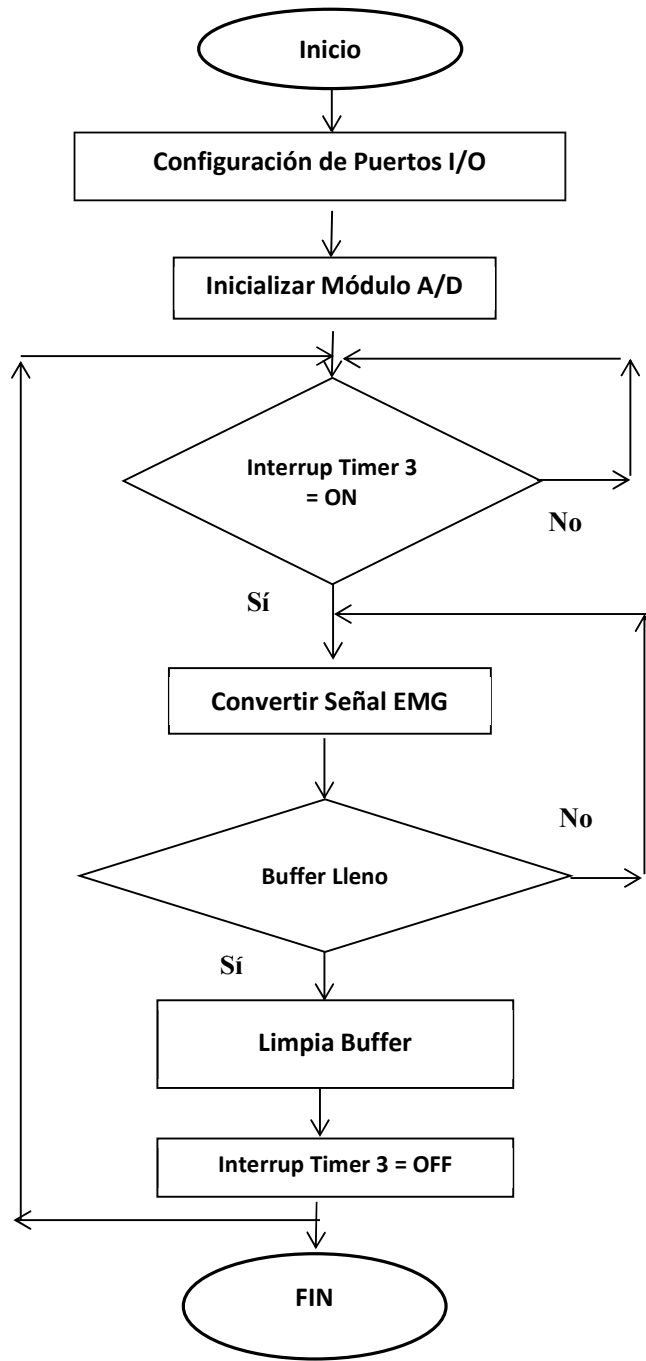


Figura 3.3.38 Diagrama de Flujo - Programación módulo A/D

Elaboración: El Autor

3.3.6 Módulo de alimentación

La tecnología médica ha aumentado considerablemente la seguridad de los equipos y ha reducido los riesgos, debido al manejo y utilización. En las aplicaciones médicas actualmente los niveles de seguridad están normalizados, sin embargo una adecuada utilización de los mismos por usuarios instruidos minimiza los riesgos eléctricos y aumenta la seguridad del paciente. Es por ello que se diseña la etapa de alimentación del equipo electrónico donde cuenta con un circuito capaz de brindar la corriente necesaria dando eficiencia en el ahorro de energía y que evite un choque eléctrico.

Se utiliza un adaptador de corriente alterna HP, la que provee un voltaje de entrada de 16 Vdc hacia al módulo de alimentación, para ello se genera los siguientes criterios para suministrar adecuadamente la energía.

1. Se adiciona a la entrada un Puente de Diodos para evitar cualquier cambio de polaridad o cruce del adaptador de corriente alterna.
2. Se adiciona un regulador de voltaje de 9 Voltios (LM7809) para la alimentación positiva del acondicionador y módulo principal.
3. Se adiciona un regulador de voltaje de 10 Voltios (LM7810) y un convertidor de voltaje negativo -9V (ICL7660) para la alimentación negativa del acondicionador.
4. Se adiciona un regulador de voltaje de 12 Voltios (LM7812) para la alimentación del relé que activa el funcionamiento de los circuitos.
5. Se genera un divisor de voltaje y protección para la carga de la batería.
6. Se genera un divisor de voltaje para el reconocimiento de capacidad de batería.

a) Diseño esquemático del circuito del módulo de alimentación

Se realiza el diseño esquemático del Módulo de Alimentación se tiene en cuenta, las hojas técnicas de los dispositivos electrónicos utilizados.

Se utiliza el programa Proteus para poder esquematizar el circuito que muestra la Figura 3.3.39

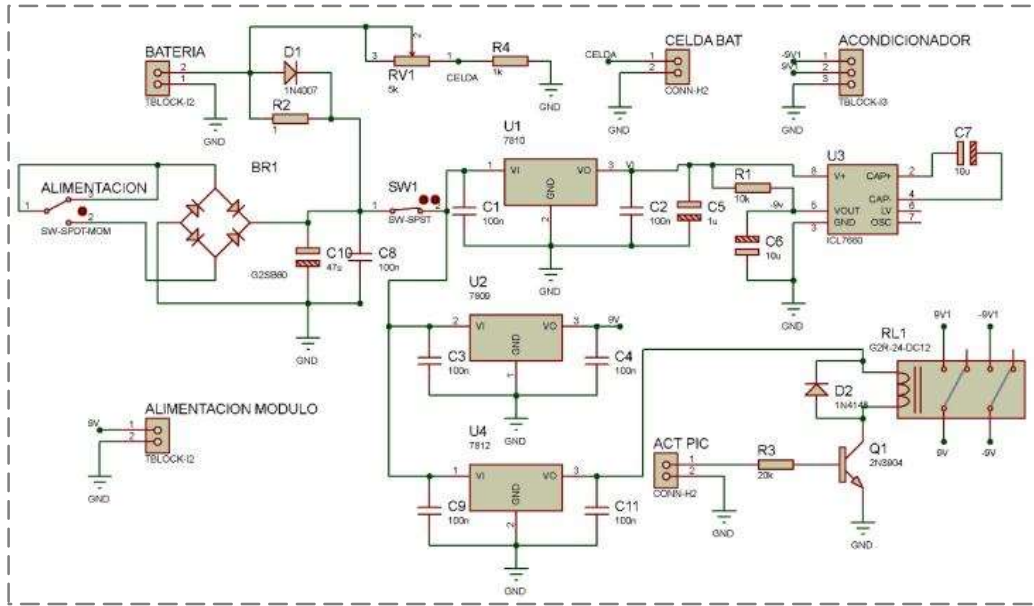


Figura 3.3.39 Diseño Circuito del Módulo de Alimentación.

Elaboración: El Autor

b) Diseño e implementación del circuito del módulo de alimentación

Basados en el diseño esquemático, se realiza la implementación de la placa electrónica del Módulo de Alimentación en PCB se utiliza el Programa Proteus (Figura 3.3.40).

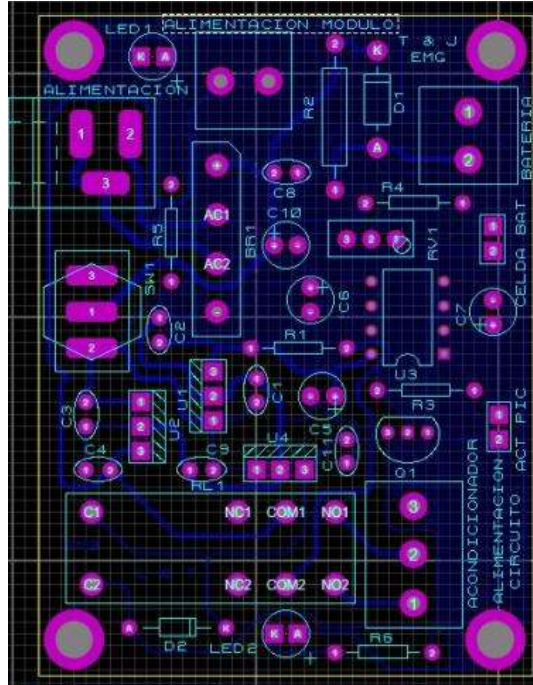


Figura 3.3.40 Diseño de Placa Electrónica del Módulo de Alimentación

Elaboración: El Autor

3.3.7 Transmisión de información

Luego de la implementación del módulo principal, todas las etapas de adquisición y conversión de la señal de interés, se requiere poder visualizar las señales digitalizadas, donde se implementa dos módulos de transmisión:

- Módulo transmisor RS232/USB para la captura de tramas de la señal y su envío hacia el computador, por ello se necesitará el desarrollo de un programa ejecutable en Windows 8 y 10, que será programado en Lenguaje C# [30] para la visualización de las señales EMG.
- Módulo Bluetooth para enviar señales a un dispositivo móvil o Smartphone, la cual cuenta con un programa ejecutable (.APK) para sistemas Android.

3.3.7.1 Módulo transmisor RS232/USB

Para la transmisión de información a través de un puerto USB, se utiliza un módulo conversor de USB/TTL CP2102. La Figura 3.3.41, muestra el diagrama del sistema y la Figura 3.3.42, muestra el diagrama de conexión:

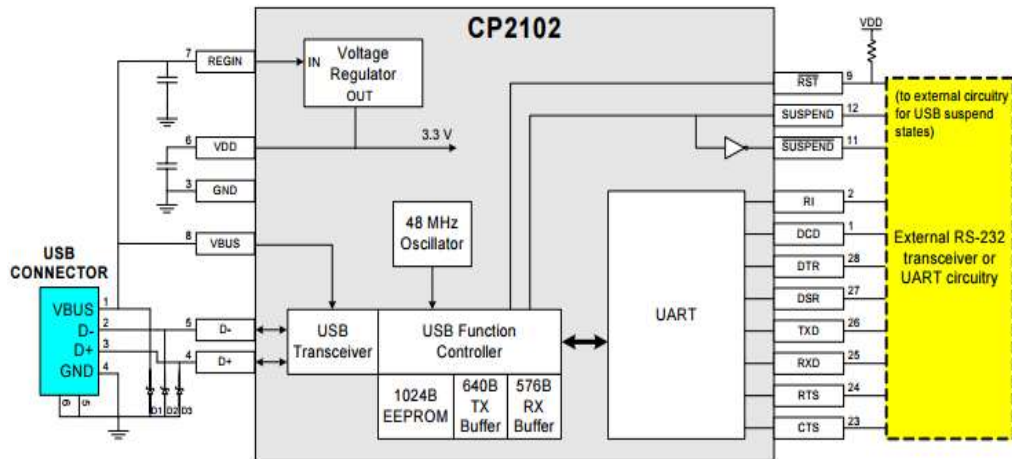


Figura 3.3.41 Diagrama del Sistema del Módulo USB/TTL CP2102

Fuente: UART a USB – CP210x. Obtenido de: <http://www.electrocomponentes.com/articulos/junio/upgrade.html>

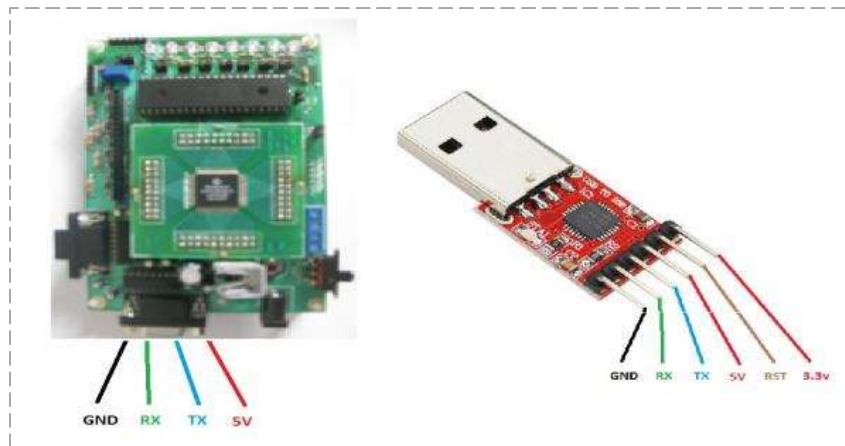


Figura 3.3.42 Diagrama de Conexión Módulo Principal y Módulo USB/TTL

Elaboración: El Autor

El módulo principal cuenta con dos módulos, UART1 y UART2, para la transmisión de la información hacia la PC se utiliza el Módulo UART 1. La programación en el Dspic para el envío de las señales se realiza en base al Diagrama de Flujo que muestra la Figura 3.3.43

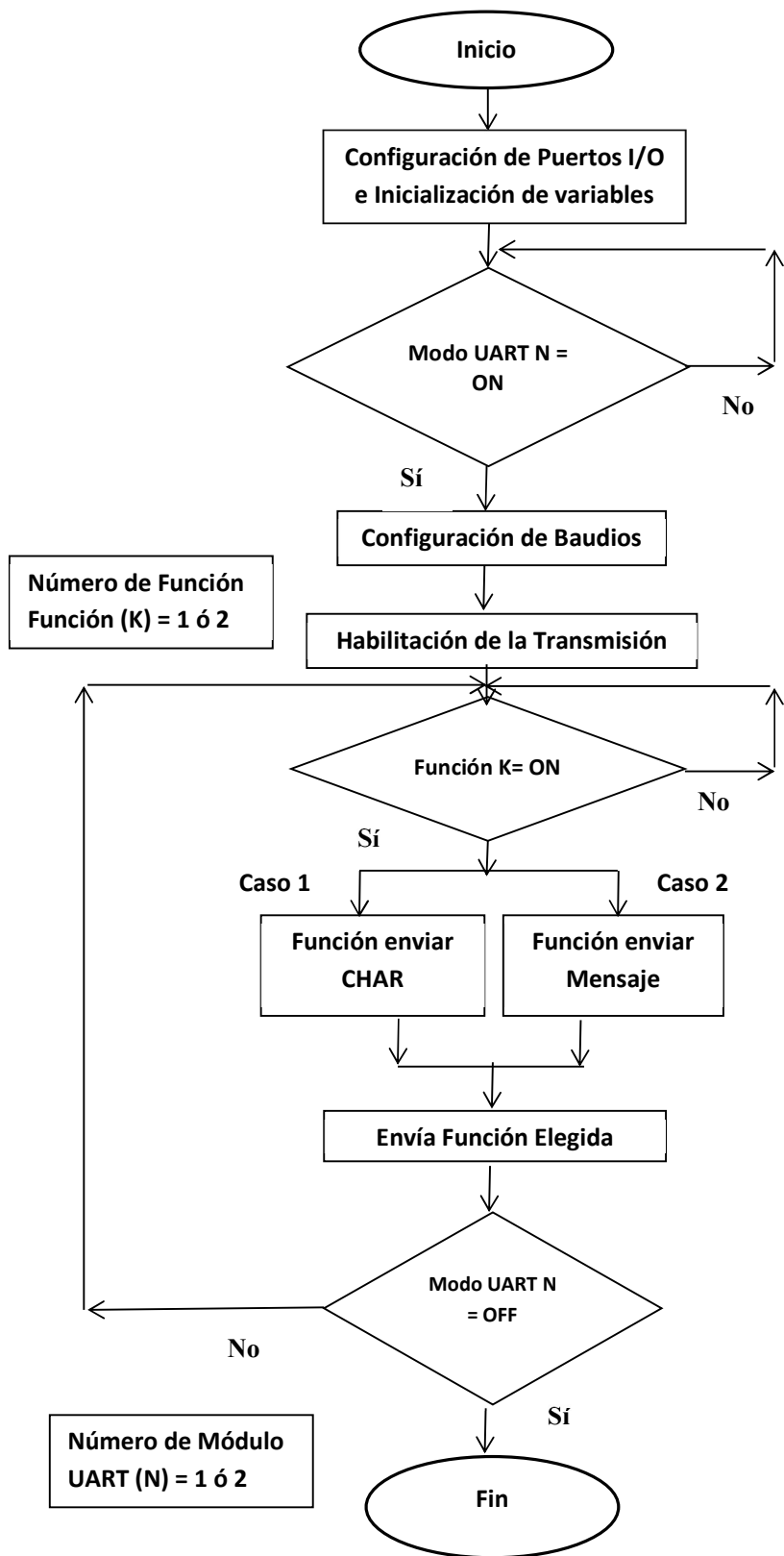


Figura 3.3.43 Diagrama de Flujo de la Programación del Módulo UART1 y

Elaboración: El Autor

3.3.7.2 Módulo Bluetooth

Actualmente los dispositivos móviles son capaces de procesar información al igual que un computador. Se diseña un circuito capaz de transmitir data a través de la tecnología Bluetooth [33] para poder tener en la palma de la mano la visualización de las señales EMG con un uso de fácil manejo, como se muestra en la Figura 3.3.44

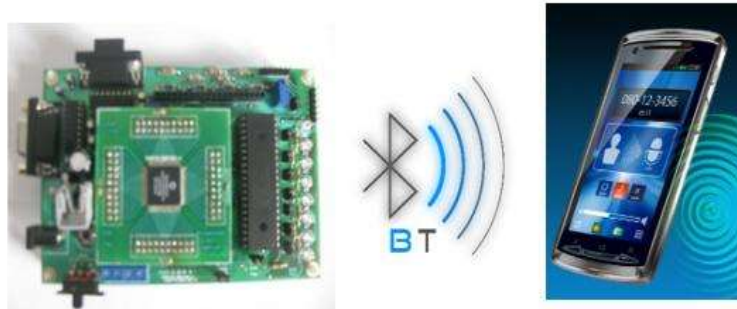


Figura 3.3.44 Transmisión Inalámbrica

Elaboración: El Autor

Para la transmisión de la información se utiliza 2 conexiones, el módulo UART 2 del módulo principal y el módulo bluetooth HC-06 como se muestra en la Figura 3.3.45. El HC-06 tiene 4 pines a utilizar:

- **Vcc**, Voltaje positivo de alimentación 5V, hay que tener cuidado porque hay módulos que solo soportan voltajes de 3.3V, revisar los datos técnicos del módulo antes de hacer conexiones.
- **GND**, Voltaje negativo de alimentación, se tiene que conectar al GND del módulo principal.
- **TX**, Pin de Transmisión de datos, este pin del HC-06 transmite los datos que llegan de los dispositivos móviles mediante bluetooth, este pin debe ir conectado al pin RX del módulo UART 2.
- **RX**, Pin de Recepción, a través de este pin el HC-06 recibirá los datos del módulo UART 2 los cuales se transmitirán por Bluetooth, este pin va conectado al Pin TX del módulo UART 2.

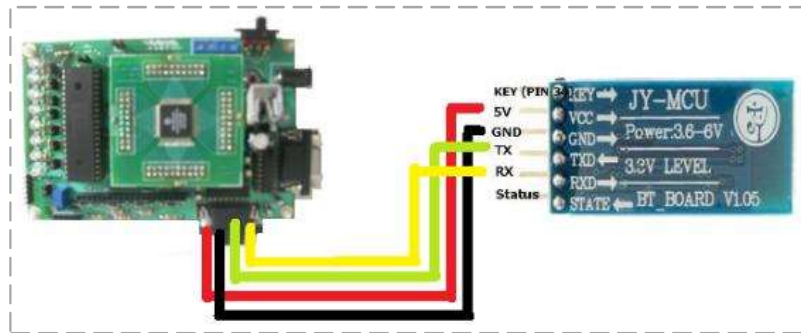


Figura 3.3.45 Diagrama de conexión Módulo UART 2 y Módulo Bluetooth

Elaboración: El Autor

El módulo “**JY-MCU HC-06**” que se muestra en la Figura 3.3.46, es capaz de poder transmitir data mediante Bluetooth la cual tiene el siguiente esquema de circuito según la Figura 3.3.47



Figura 3.3.46 Módulo Bluetooth JY-MCU HC-06.

Fuente: Módulo HC-06. Obtenido de: <https://www.duino.lt/duino/13621-arduino-bluetooth-bt-bevieles-komunikacijos-modulis-hc-06.html>

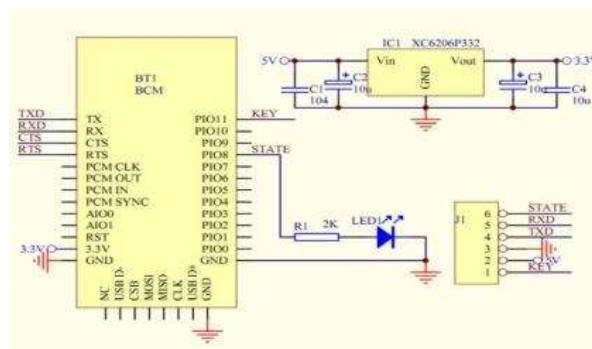


Figura 3.3.47 Esquema de Circuito Módulo HC-06.

Fuente: Distribución de Módulo HC-06. Obtenido de: <http://smartdgenerator.blogspot.pe/2013/05/arduino-and-hc-05-bluetooth-33v-signals.html>

La programación en el Dspic se realiza mediante el Diagrama de Flujo de la lógica de transmisión del Módulo UART2 (Figura 3.3.48).

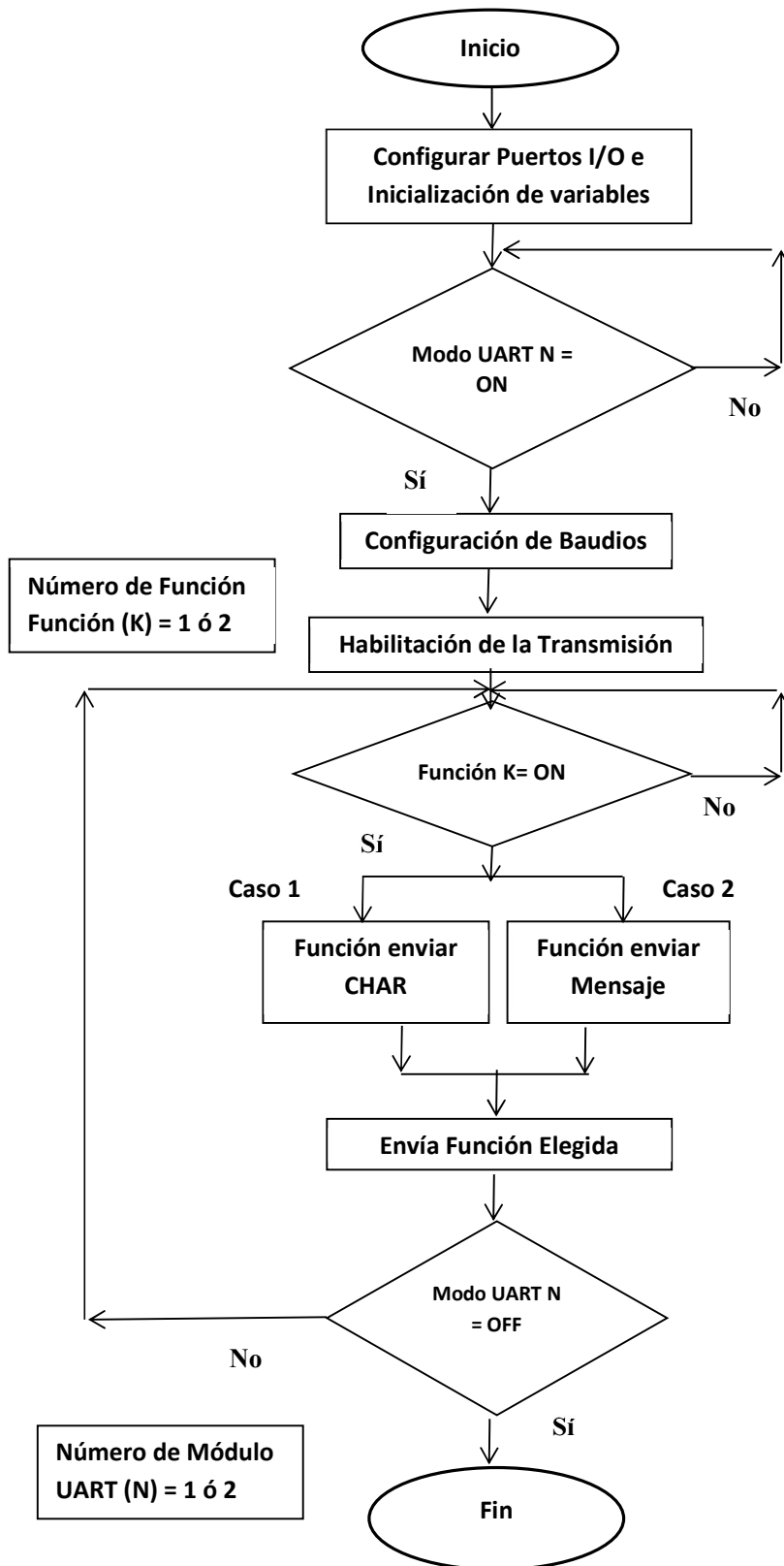


Figura 3.3.48 Diagrama de Flujo del Módulo UART2

Elaboración: El Autor

Para la transmisión de información de la señal EMG, se debe configurar el módulo HC-06 mediante comandos AT, primero conectar el módulo con la pc para utilizar el Hiperterminal, programa la cual permite enviar dichos comandos, a continuación se detalla los comandos utilizados como se muestra en la Figura 3.3.49

Luego se debe verificar que el módulo HC-06 no esté vinculado con ningún dispositivo para proceder con la configuración:

- Prueba de Comunicación con el módulo.

Hay comunicación si la respuesta es OK, en caso contrario no muestra nada.

Enviar: **AT**

Respuesta: **OK**

- Cambiar la velocidad de transmisión Baud Rate

Por defecto el baud rate es 9600, se configura a **57600**

Enviar: **AT+BAUD7**

Respuesta: **OK57600**

Observación: Debido a que la configuración del nuevo baud rate se realiza con velocidad 9600, una vez configurado a 57600 se debe modificar la velocidad en la configuración del Hiperterminal, para poder enviar y recibir nuevos comandos AT.

- Contraseña para vincular con dispositivos.

Por defecto la contraseña es 1234, se configura a **1220**

Enviar: **AT+PIN1220**

Respuesta: **OKset1220**

- Cambiar nombre al módulo.

Por defecto el nombre es Linvor, se configura a **System-EMG**

Enviar: **AT+NAMESystem-EMG**

Respuesta: **OKSystem-EMG**

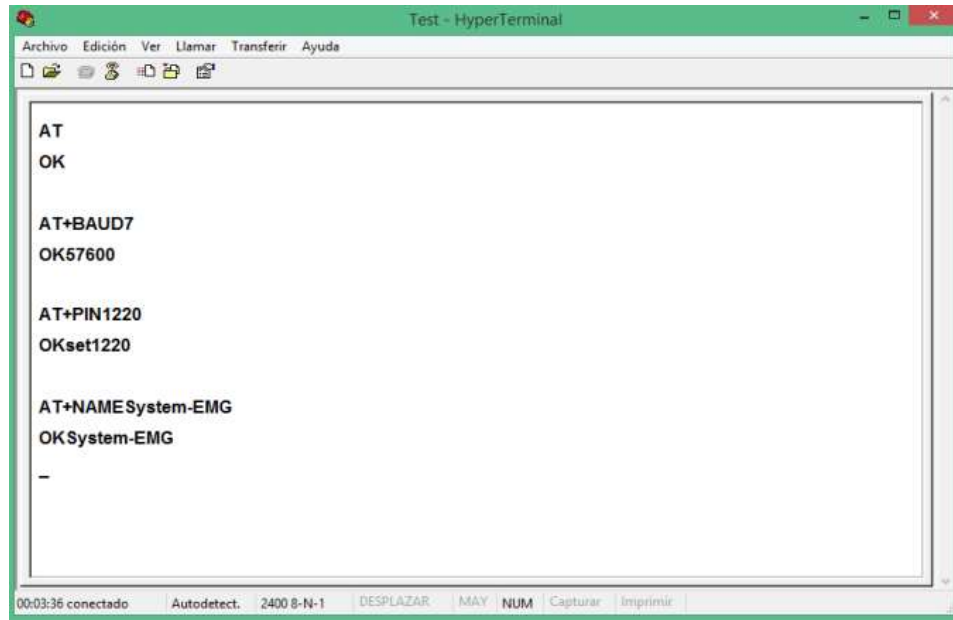


Figura 3.3.49 Configuración del HC-06 por Comandos AT

Elaboración: El Autor

3.4 Características del prototipo de equipo

El equipo físico, es un prototipo elaborado en acrílico para reducir su peso, se ha diseñado de manera que la ubicación de los puertos y periféricos sean fáciles de manejar, además cuenta con una batería recargable para su autonomía, estas características mejora la movilidad y uso del equipo portátil (En Anexo B, se muestran fotos del equipo prototipo).

Para verificar si el equipo prototipo cumple con algunos parámetros de portabilidad, se realiza una comparativa de valores de dimensión, peso y duración de la batería con una Laptop Toshiba S55-A5279 como muestra la Tabla 3.4.1

Tabla 3.4.1 Valores de Portabilidad*

Equipo	Dimensión (LargoxAnchoxAlto)	Peso	Duración de Batería
Sistema EMG*	22x15.5x13	2.1 Kg	3.5 Horas
Laptop**	38x25x2.5	2.5 kg	3 - 4 Horas

* Elaboración: El Autor

** Fuente: Magitech. Disponible en <https://www.magitech.pe/laptop-toshiba-satellite-s55-a5279-intel-core-i7-4700mq-2-4ghz.html>

De la Tabla anterior se determina que los valores del equipo prototipo se asemeja a los valores de portabilidad de la Laptop, concluyendo que el proyecto de tesis cuenta con especificaciones de un equipo estandarizado como lo es una Laptop Toshiba S55-A5279.

En la Figura 3.4.1, se muestra las dimensiones del equipo prototipo.

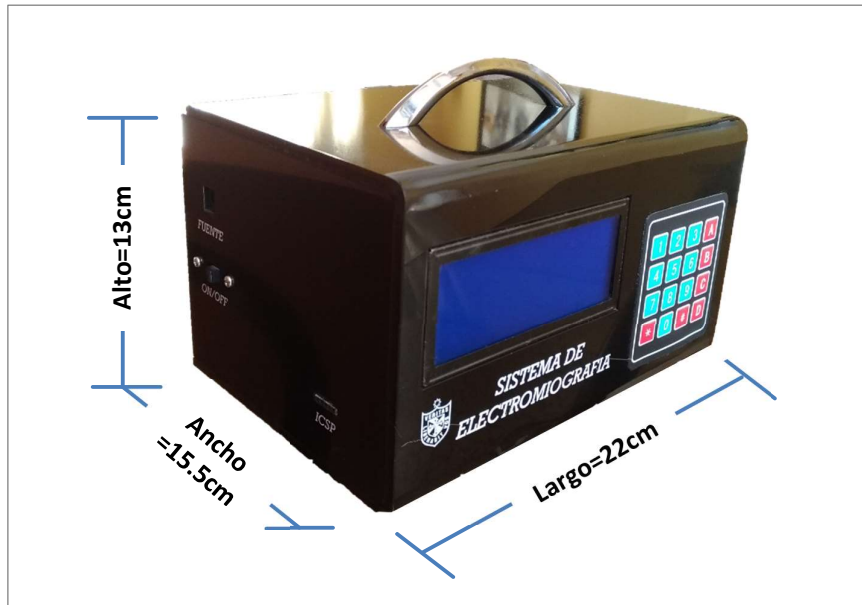


Figura 3.4.1 Dimensiones del Equipo Prototipo

Elaboración: El Autor

3.5 Comentarios finales

Se ha desarrollado y expuesto cada etapa del proceso del proyecto para su adecuado funcionamiento.

CAPÍTULO IV

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE SOFTWARE

4.1 Introducción

En este capítulo, se abordan aspectos relacionados con el desarrollo de Software del proyecto que se plantea en cada etapa del trabajo, como es el Software EMG Monitoring y el Software EMG System (Android).

4.2 Software EMG Monitoring

Después de gestionar los módulos respectivos para la correcta disponibilidad de la transmisión de los datos, se necesita de un software capaz de poder controlar los puertos USB de la PC para la recepción de la data y generar la visualización en tiempo real en la pantalla de la computadora.

Se realiza el diseño y programación del Software **EMG Monitoring** para sistemas operativos Windows 8/10, mediante lenguaje C# en el programa Microsoft Visual Studio 2013 [32].

El diseño visual y funcional del software, se realiza de manera que brinde un fácil acceso y manejo intuitivo del mismo. En el Programa Microsoft Visual Studio (Figura 4.2.1), en la pestaña “**Ver**” se selecciona la alternativa “**Diseñador**”, este entorno te permite adicionar objetos y herramientas visuales para la creación de los formularios (**Form**) que son parte importante para el desarrollo del programa.

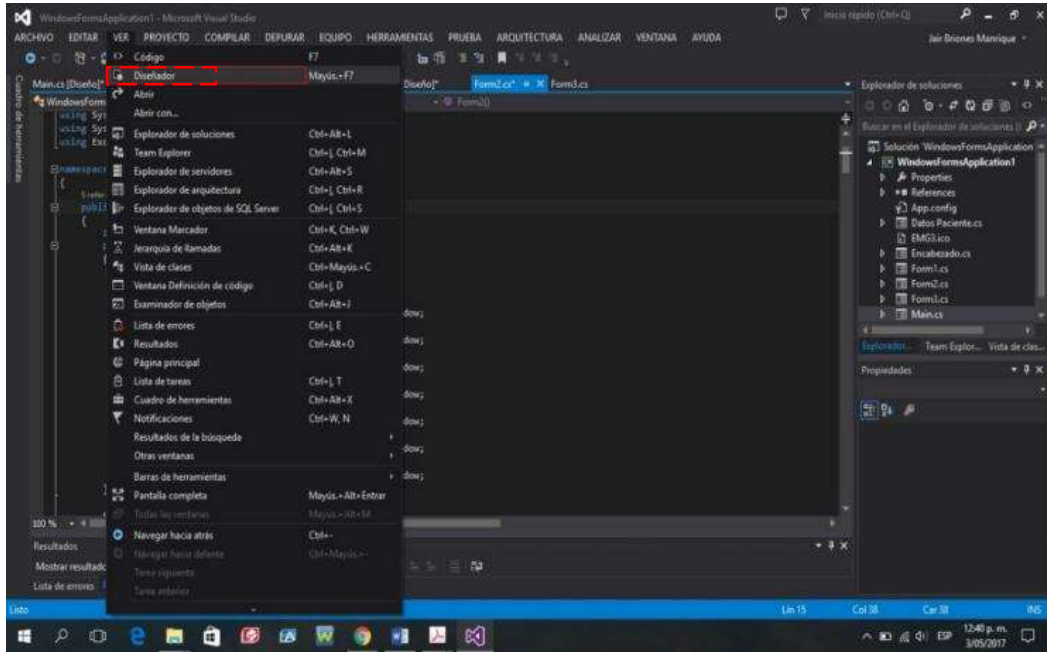


Figura 4.2.1 Entorno del Programa Microsoft Visual Studio

Elaboración: El Autor

La Funcionalidad principal del software, se da mediante la adquisición de los datos para el proceso de gráfica de las señales EMG. En primera instancia se debe seleccionar el Puerto COM correspondiente (Se detalla en la Ventana de Visualización Principal) se configura y habilita la transferencia de información. En segunda instancia se hace un manejo de los datos (Identificación, Extracción y Conversión de datos). Los datos enviados son de codificación de caracteres alfanuméricos (ASCII) a través de tramas, los valores dentro de las tramas están separados por comas (,) y finaliza con una letra (f), como muestra la Figura 4.2.2

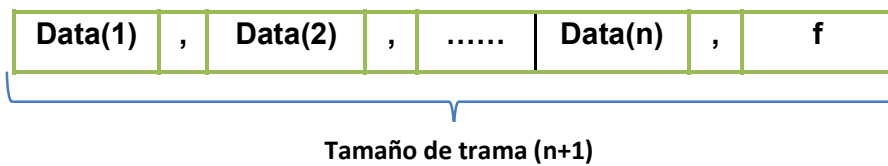


Figura 4.2.2 Formato de Trama recibida por puerto COM.

Elaboración: El Autor

Luego que el software identifique la trama, se procede a la extracción de los “n” datos (n=Cantidad de datos efectivos) en un vector temporal de tipo STRING (Tipo texto) que soporta el tipo de dato enviado. El paso siguiente es la conversión de datos a tipo INT (Tipo Numérico) en un buffer de tamaño “m” (m=Cantidad de datos del vector)

En última instancia se realiza el graficado de las señales EMG y se debe verificar que el buffer está completo para realizar las gráficas respectivas. El procedimiento requiere de pintar pixeles y líneas, donde cada pixel representa el dato que está almacenado en el buffer, para ello se debe tener en cuenta la dimensión del cuadro de visualización de imágenes y los respectivos cálculos para el manejo de las coordenadas en las cuales se grafican los datos de las señales EMG.

En la Figura 4.2.3 muestra el procedimiento de graficado de las señales EMG.

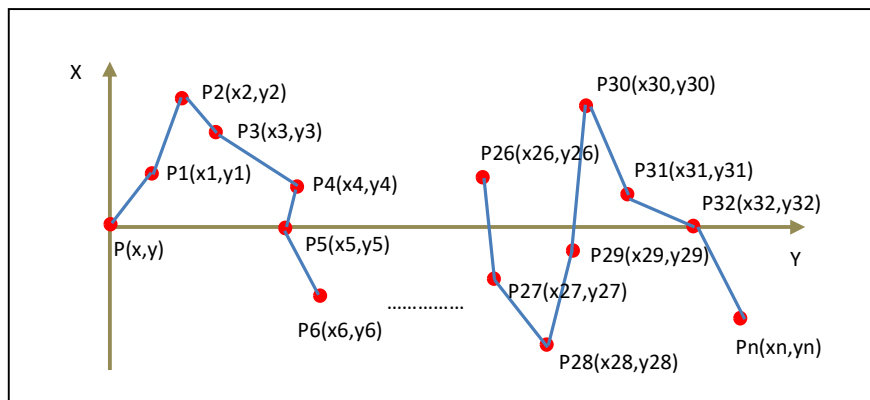


Figura 4.2.3 Graficado de Señales EMG mediante pixeles y líneas.

Elaboración: El Autor

Después del esquema de diseño, se realiza la creación de la programación, se diseña 3 formularios o ventanas del programa.

4.2.1 Ventana principal

Es la primera vista que tiene contacto con el usuario cuando se ejecuta el software. La ventana principal como muestra la Figura 4.2.4, cuenta con 4 botones que son “HOME”, “REPORTE”, “GRÁFICA” y “SALIR” lo que permite tener acceso a todas las demás ventanas.

Se describen los 4 botones de la Ventana Principal.

a) Botón “**HOME**”

Es utilizado para tener acceso a la **Ventana Principal**.

b) Botón “**REPORTE**”

Su función es mostrar la **Ventana de Visualización principal**, esta ventana se utiliza para el monitoreo en tiempo real de las señales electromiográficas.

c) Botón “**GRÁFICA**”

Su función es mostrar la **Ventana de Visualización Secundaria**, esta ventana se utiliza para mostrar las imágenes que han sido guardadas y analizarlas posteriormente cuando lo requiera el especialista.

d) Botón “**SALIR**”

Es utilizado para permitir cerrar el programa por completo



Figura 4.2.4 Ventana Principal del Software

Elaboración: El Autor

4.2.2 Ventana de visualización principal

Es la ventana o pantalla que permite mostrar las señales electromiográficas en tiempo real del monitoreo de los músculos.

La ventana de Visualización Principal como muestra la Figura 4.2.5, cuenta con los mismos botones “HOME”, “REPORTE”, “GRÁFICA” y “SALIR” de la ventana principal, además de los siguientes botones y cuadros de textos.

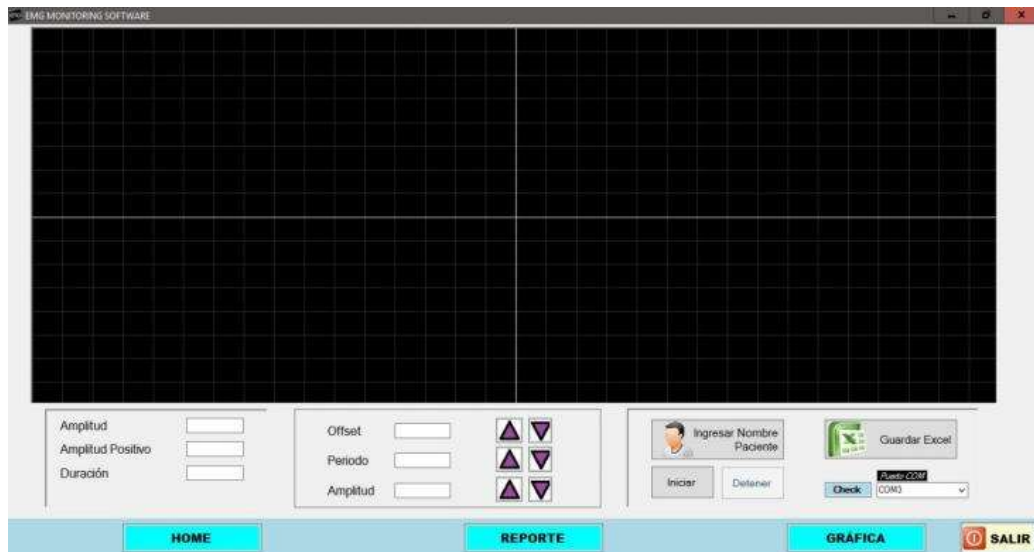


Figura 4.2.5 Ventana de Visualización Principal

Elaboración: El Autor

Se describen los botones y cuadros de texto de la Ventana de Visualización Principal.

a) Cuadro de Texto “Amplitud”

Su función es mostrar el valor de amplitud de la señal electromiográfica que se muestra en la pantalla en tiempo real.

b) Cuadro de Texto “Amplitud Positivo”

Su función es mostrar el valor de amplitud positiva (valor sobre el eje central) de la señal electromiográfica que se muestra en la pantalla en tiempo real.

c) Cuadro de Texto “Duración”

Su función es mostrar el valor del periodo de la señal electromiográfica que se muestra en la pantalla en tiempo real.

d) Botón y Cuadro de Texto “Offset”

Su función es mostrar el valor de Offset que se configura presionando los botones  

e) Botón y Cuadro de Texto “Periodo”

Su función es mostrar el valor del Periodo que se configura presionando los botones  

f) Botón y Cuadro de Texto “Amplitud”

Su función es mostrar el valor del Periodo que se configura presionando los botones  

g) Botón “Ingresar Nombre Paciente”

Su función es abrir una ventana emergente para ingresar datos del paciente.

h) Botón “Iniciar”

Su función es iniciar la captura de las señales electromiográficas las cuales son graficadas en la pantalla en tiempo real, para ello antes se debe de ingresar la información del paciente con el botón descrito anteriormente.

i) Botón “Detener”

Su función es detener la captura de las señales electromiográficas en tiempo real.

j) Botón “Guardar Excel”

Su función es guardar información de las señales que se muestra en la pantalla, para ello antes se debe detener la captura en tiempo real.

k) Lista Despegable “Puerto COM”

Su función es buscar y seleccionar el puerto USB donde se ha conectado el equipo de electromiografía.

l) Botón “Check”

Su función es verificar e iniciar el puerto seleccionado para la transmisión de información de las señales electromiográficas.

4.2.3 Ventana de visualización secundaria

Es la ventana o pantalla utilizada para mostrar las señales electromiográficas del monitoreo de los músculos guardadas en la computadora.

La ventana de Visualización Secundaria como muestra la Figura 4.2.6, cuenta con los mismos botones “HOME”, “REPORTE”, “GRÁFICA” y “SALIR” de la ventana principal, además de los siguientes botones y cuadros de textos.

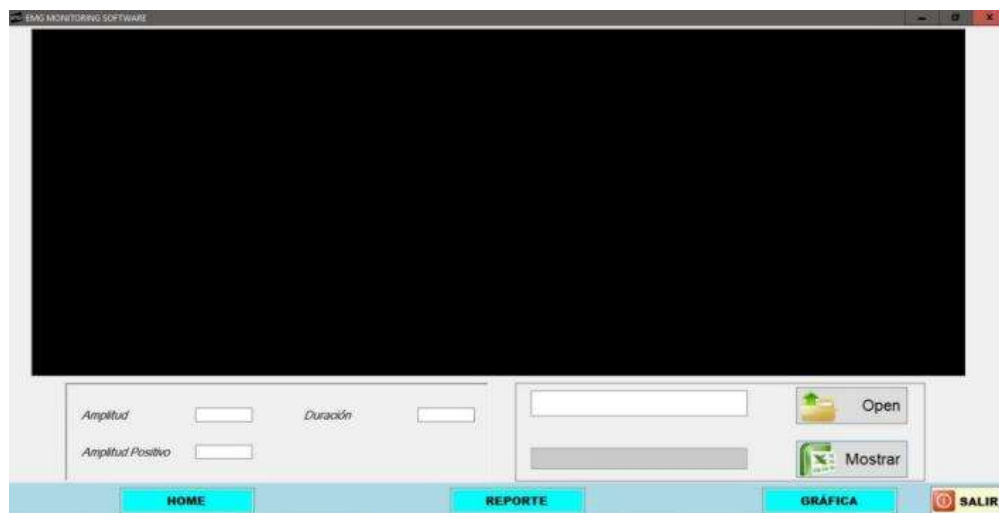


Figura 4.2.6 Ventana de Visualización Secundaria

Elaboración: El Autor

Se describen los botones y cuadros de texto de la Ventana de Visualización Secundaria.

a) Cuadro de Texto “Amplitud”

Su función es mostrar el valor de amplitud de la señal electromiográfica guardada y que se muestra en la pantalla.

b) Cuadro de Texto “Amplitud Positivo”

Su función es mostrar el valor de amplitud positiva (valor sobre el eje central) de la señal electromiográfica guardada y que se muestra en la pantalla.

c) Cuadro de Texto “Duración”

Su función es mostrar el valor del periodo de la señal electromiográfica guardada y que se muestra en la pantalla.

d) Botón “Open”

Su función es buscar y seleccionar los archivos (.xls) guardados en la computadora.

e) Cuadro de Texto “Documento”

Su función es mostrar la dirección del archivo seleccionado anteriormente.

f) Botón “Mostrar”

Su función es cargar y mostrar el archivo seleccionado de las señales guardadas en la computadora.

g) Barra “Load”

Su función es mostrar una barra de carga del archivo a mostrar.

Los pasos para el correcto funcionamiento y visualización de las señales son:

Paso 1:

Conectar el cable USB en la PC y el Equipo EMG.

Paso 2:

Abrir el programa “**EMG Monitoring**”.

Paso 3:

Dar Click al Botón “**REPORTE**” de la pantalla Principal.

Paso 4:

Dar Click a la lista despegable “**Puerto COM**” de la pantalla de Visualización Principal y seleccionar el puerto a usar.

Paso 5:

Dar Click al Botón “**Check**” de la pantalla de Visualización Principal, se asocia el Puerto COM con el programa.

Paso 6:

Dar Click al Botón “**Ingresar Nombre Paciente**” de la pantalla de Visualización Principal y llenar la información de la ventana emergente.

Paso 7:

Dar Click al Botón “**Iniciar**” de la pantalla de Visualización Principal.

* Para guardar una imagen de la pantalla, seguir los pasos 8 y 9.

Paso 8:

Dar Click al Botón “**Detener**” de la pantalla de Visualización Principal.

Paso 9:

Dar Click al Botón “**Guardar Excel**” de la pantalla de Visualización Principal y guardar en la ubicación que desee.

* Para retomar la visualización de las señales, seguir el paso 10.

Paso 10:

Dar Click al Botón “**Iniciar**” de la pantalla de Visualización Principal.

* Para finalizar la visualización en tiempo real, seguir el paso 11.

Paso 11:

Dar Click al Botón “**Detener**” de la pantalla de Visualización Principal.

Los pasos para visualizar las señales almacenadas en la PC son:

Paso 1:

Abrir el programa “**EMG Monitoring**”.

Paso 2:

Dar Click al Botón “**GRÁFICA**” de la pantalla Principal.

Paso 3:

Dar Click al Botón “**Open**”, buscar la ubicación donde se encuentra el archivo a abrir.

Paso 4:

Dar Click al Botón “**Mostrar**”, el software carga el archivo y lo muestra en la pantalla.

Luego de la creación del Diseño Visual del Software se implementa la programación, que unirá todos los formularios y configuraciones para el adecuado funcionamiento del programa, además el programa cuenta con el icono que se muestra en la Figura 4.2.7

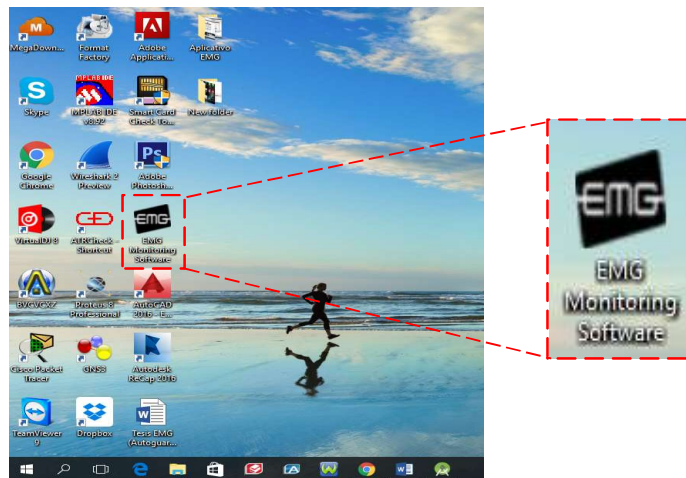


Figura 4.2.7 Icono del Programa “EMG Monitoring Software”

Elaboración: El Autor

A continuación, se muestran los diagramas de flujo de la programación en lenguaje C#. Se muestra el Diagrama de Flujo del proceso de funcionamiento de la **Ventana Principal** (Figura 4.2.8), Diagrama de Flujo de la **Ventana de Visualización Principal** (Figura 4.2.9) y el Diagrama de Flujo de la **Ventana de Visualización Secundaria** (Figura 4.2.10).

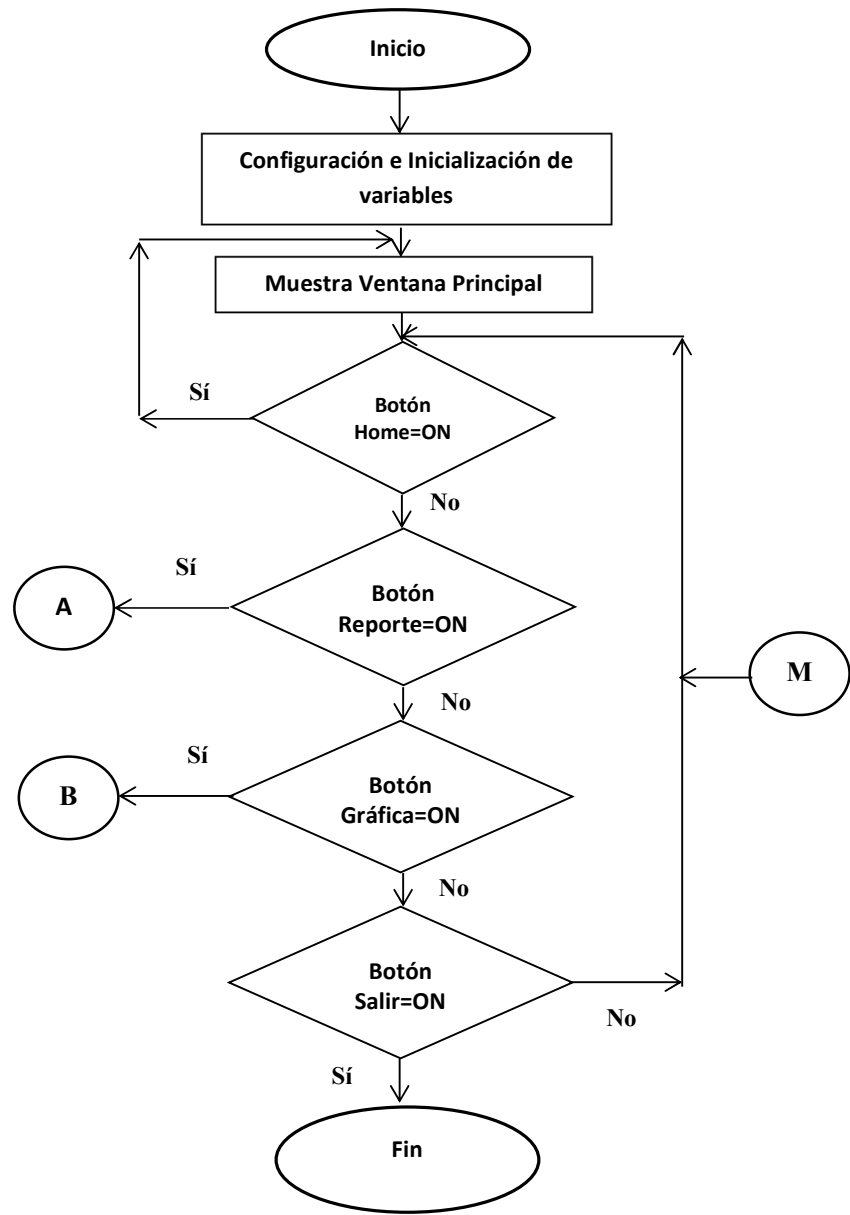


Figura 4.2.8 Diagrama de Flujo de la Ventana Principal

Elaboración: El Autor

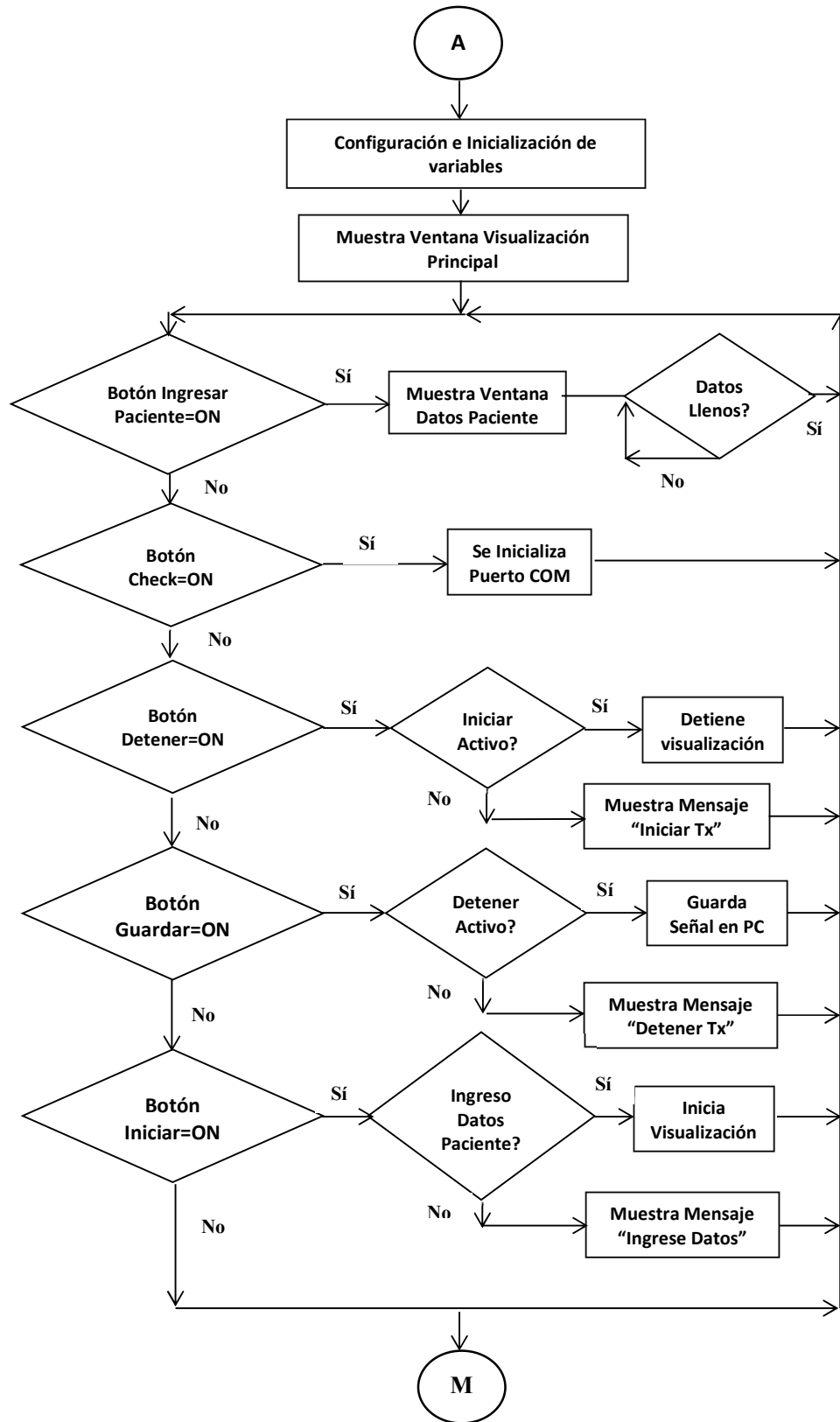


Figura 4.2.9 Diagrama de Flujo de la Ventana de Visualización Principal

Elaboración: El Autor

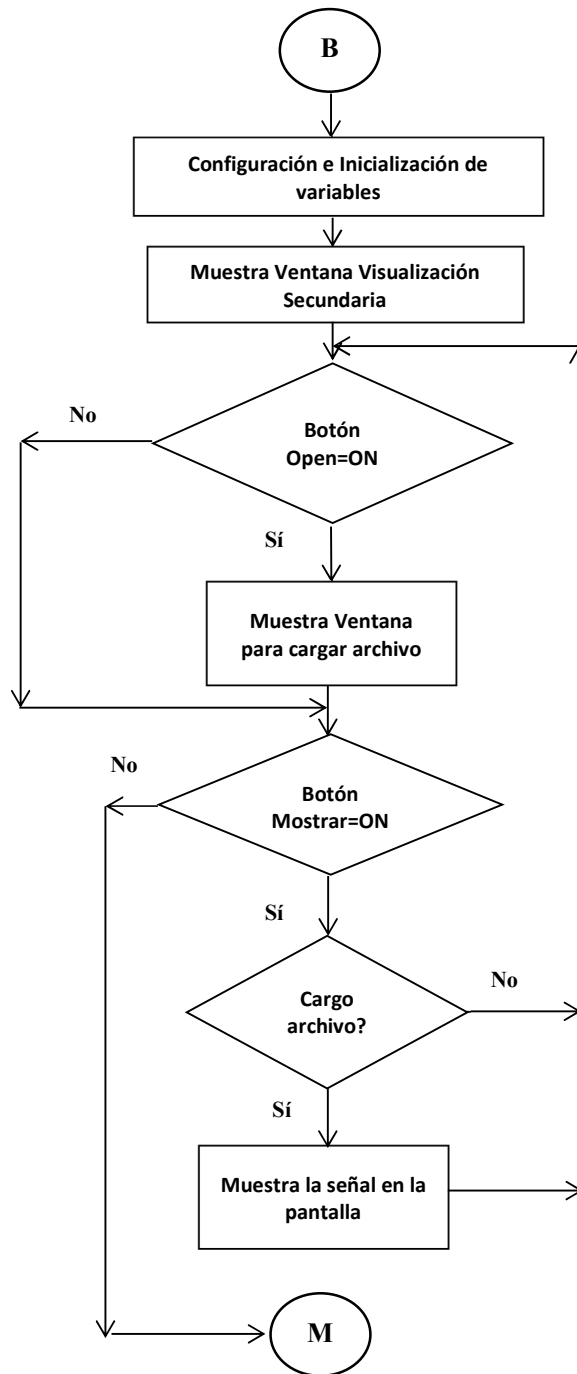


Figura 4.2.10 Diagrama de Flujo de la Ventana de Visualización Secundaria

Elaboración: El Autor

4.3 Software EMG System

Tan igual como la visualización de las señales EMG mostradas en un computador, se desarrolla un aplicativo en el sistema operativo Android usando el programa Android Studio, la aplicación es compatible con la última versión de Android como es Oreo (Android 8.0). En la Figura 4.3.1 se muestra el entorno del programa Android Studio.

El diseño visual y funcional del aplicativo android se realiza de manera que brinde un fácil acceso y manejo intuitivo del mismo. Se diseña 2 pantallas visuales con los que cuenta el aplicativo.

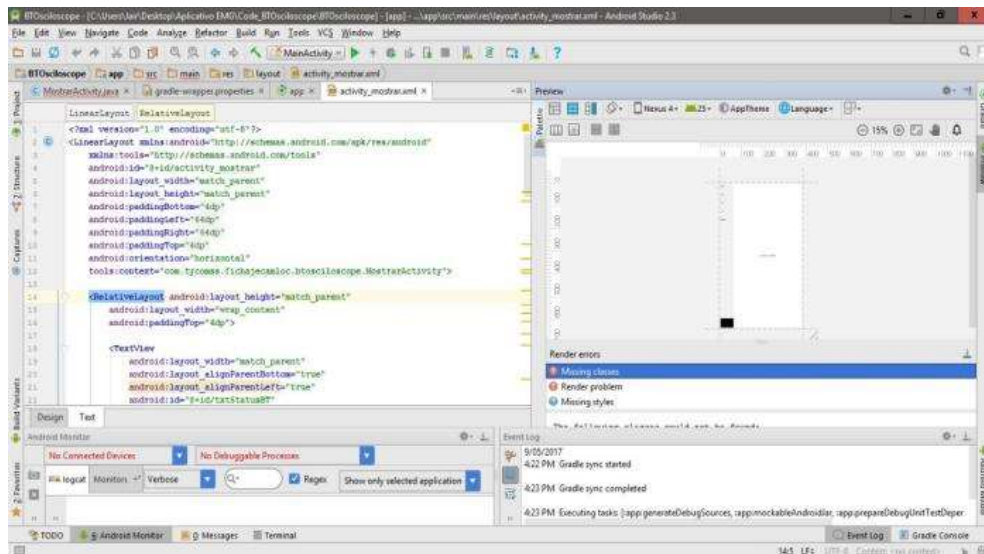


Figura 4.3.1 Entorno del Programa Android Studio

Elaboración: El Autor

4.3.1 Pantalla de dispositivos vinculados

Es la primera pantalla o vista que tiene contacto con el usuario cuando se ejecuta el aplicativo, en dicha pantalla se visualiza los dispositivos ya vinculados con tu Smartphone como muestra la Figura 4.3.2.

El aplicativo es de uso exclusivo para funcionar con nuestro equipo de monitoreo de señales electromiográficas, por lo que primero se debe de vincular mediante Bluetooth el equipo con el dispositivo móvil.

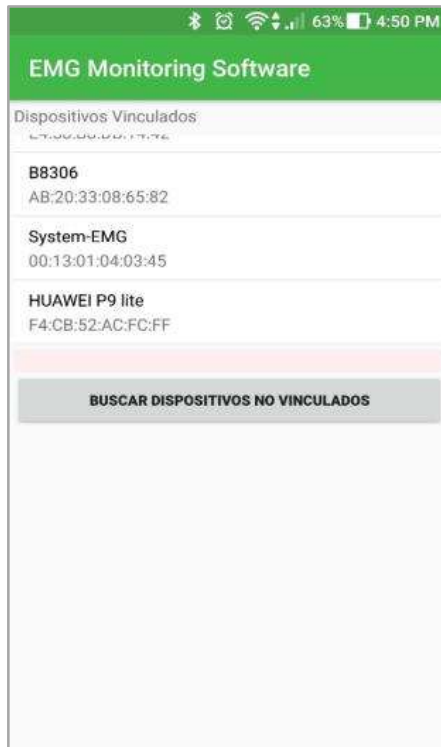


Figura 4.3.2 Pantalla de Dispositivos Vinculados del Celular en el App EMG System

Elaboración: El Autor

Para acceder a la **Pantalla de visualización**, se selecciona el dispositivo vinculado **“System-EMG”** con *dirección física* 00:13:01:04:03:45.

4.3.2 Pantalla de visualización

Esta pantalla es el entorno donde se grafican las señales electromiográficas en tiempo real transmitidas vía bluetooth por el equipo de monitoreo.

La pantalla de visualización cuenta con 5 botones, que modifican las señales en tiempo y amplitud las cuales se muestran en la Figura 4.3.3 y se detallan a continuación:

- Botón “**+X**”, se utiliza para hacer un acercamiento a la visualización de la señal en el eje del tiempo, modo Acercar X.
- Botón “**-X**”, se utiliza para hacer un alejamiento a la visualización de la señal en el eje del tiempo, modo Alejar X.
- Botón “**+Y**”, se utiliza para hacer un acercamiento a la visualización de la señal en el eje del voltaje, modo Acercar Y.
- Botón “**-Y**”, se utiliza para hacer un alejamiento a la visualización de la señal en el eje del voltaje, modo Alejar Y.
- Botón “**Reset**”, se utiliza para volver a los valores por defecto de visualización de la señal.



Figura 4.3.3 Pantalla de visualización

Elaboración: El Autor

Para el control del inicio de la visualización y detención de las señales electromiográficas se realiza mediante el equipo EMG a través de su teclado.

Se diseña el icono del aplicativo “**EMG System**” que se agrega cuando se instala la extensión .apk en el dispositivo móvil con sistema android y se muestra en la Figura 4.3.4



Figura 4.3.4 Icono del aplicativo “EMG System”

Elaboración: El Autor

A continuación, se muestran los diagramas de flujo de la programación para el aplicativo android. La Figura 4.3.5, muestra la parte 1 y la Figura 4.3.6 muestra la parte 2 del Diagrama de Flujo del proceso de funcionamiento de la **Pantalla de Dispositivos Vinculados** y la **Pantalla de Visualización**.

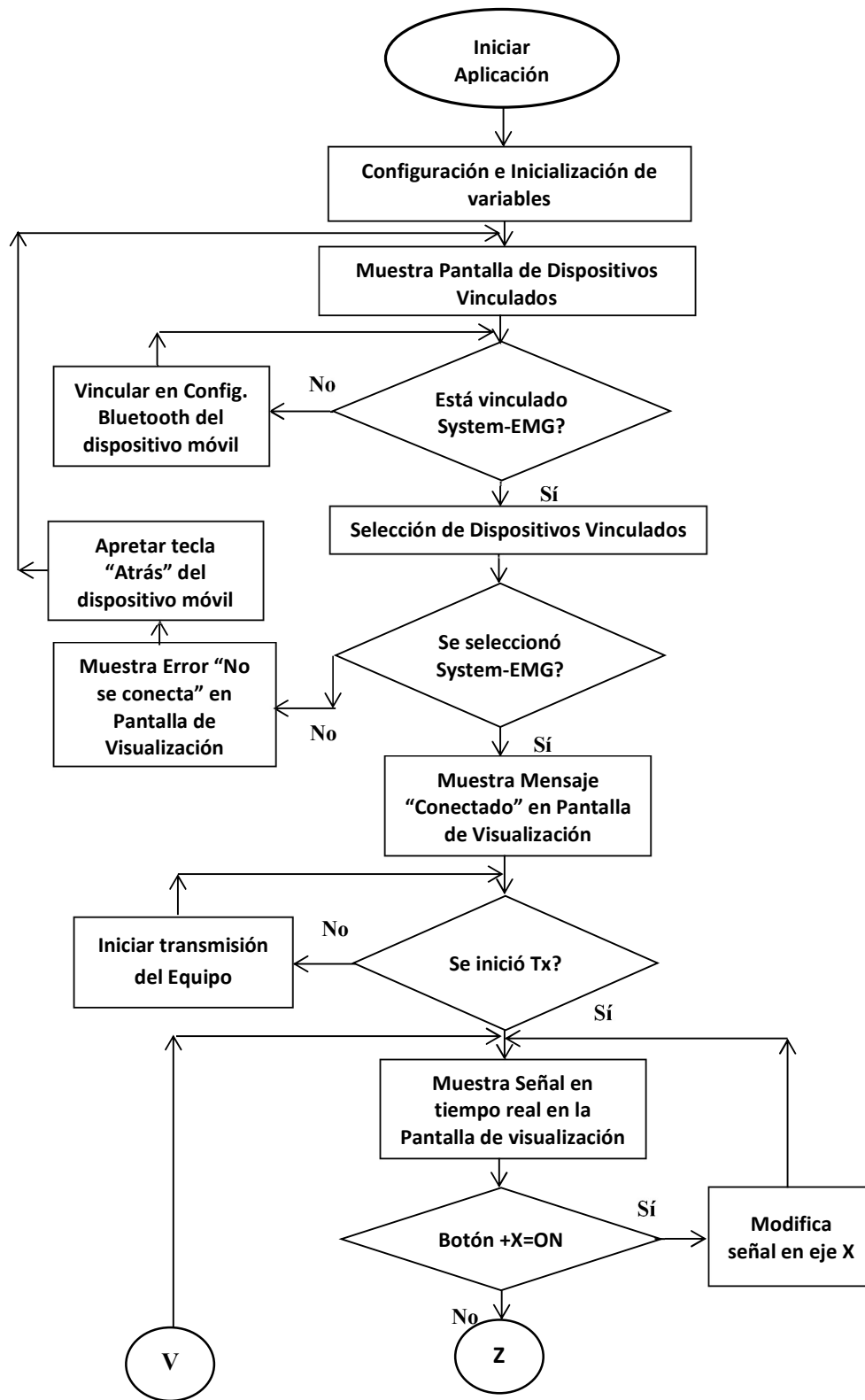


Figura 4.3.5 Diagrama de Flujo de la programación del aplicativo - Parte 1

Elaboración: El Autor

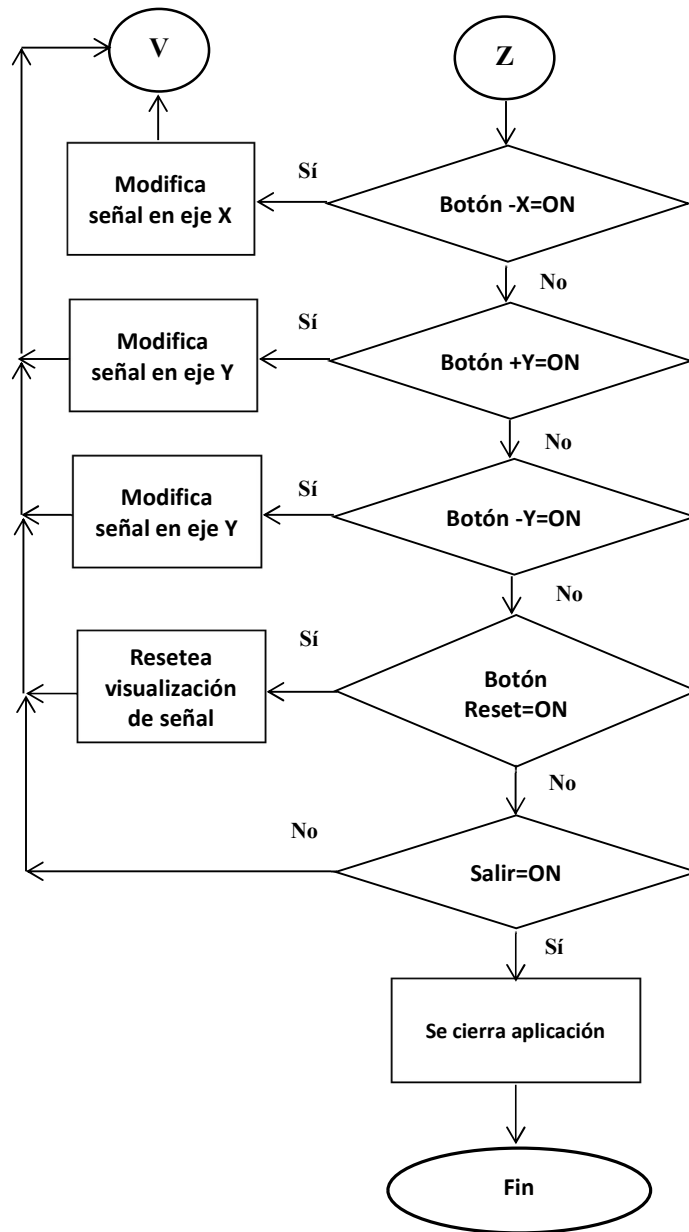


Figura 4.3.6. Diagrama de Flujo de la programación del aplicativo - Parte 2

Fuente: Elaboración Propia

4.4 Comentarios finales

En este capítulo, se han explicado los Software desarrollados y que hacen posible la visualización de las señales electromiográficas, mencionando su funcionalidad y uso para el adecuado proceso.

CAPÍTULO V

PRUEBAS Y RESULTADOS

5.1 Introducción

En este capítulo, se abordan aspectos relacionados a las Pruebas y resultados de las validaciones de las señales EMG superficiales con el Sistema Portátil de Monitoreo de Señales Electromiográficas.

5.2 Pruebas de validación

El Sistema Portátil de Monitoreo de Señales Electromiográficas se sometió a pruebas de validación, donde se comparan las señales EMG, con patrones de electromiografía normales y anormales.

Las pruebas de validación se realizaron en el Hospital Nacional Arzobispo Loayza y en el Instituto Nacional de Ciencia Neurológicas (Hospital Mogrovejo). A continuación se muestra las gráficas y datos de las señales electromiográficas recopiladas.

5.2.1 Pruebas en el Hospital Nacional Arzobispo Loayza

Las pruebas se realiza con la ayuda del especialista en Neurología Dr. Martin Diego Sánchez Sanguinetti con CMP: 031339.

a) Prueba 1

Paciente: Mujer

Edad: 66 años

Fecha de prueba: 30/09/15

Anamnesis: Síndrome doloroso en miembros inferiores.

Procedimiento de examinación

- Preparación del paciente

Se procede a ubicar al paciente en la camilla, indicando las funciones del examen, consultando el análisis de la historia clínica y los síntomas del paciente.

- Selección y ubicación del músculo

Luego del análisis del médico especialista se selecciona el músculo Tibial Anterior de la pierna derecha para las pruebas del examen de electromiografía, la ubicación del músculo y los electrodos se toma como referencia las recomendaciones del **SENIAM** y como muestra la Figura 2.12.11 del capítulo del marco teórico.

- Examinando músculo en Reposo

Se examinó el músculo Tibial Anterior en reposo por aproximadamente un minuto (sin ningún movimiento del músculo y del cuerpo). La Figura 5.2.1 muestra el músculo Tibial Anterior en reposo con los electrodos de adquisición y de referencia.

En esta etapa no se evidenció patrones de señales espontaneas.

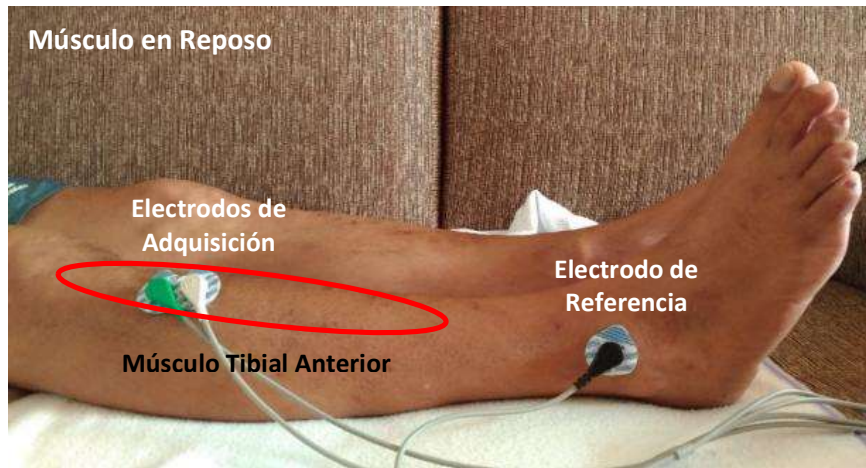


Figura 5.2.1 Músculo Tibial Anterior en Reposo

Elaboración: El Autor

- Examinando músculo en contracción

Luego se procedió a examinar el musculo tibial anterior en contracción muscular voluntaria con una fuerza intermedia durante 2 minutos. Para activar el músculo Tibial Anterior, el pie se debe mover en dirección de la rodilla sin levantar la pierna como muestra la Figura 5.2.2

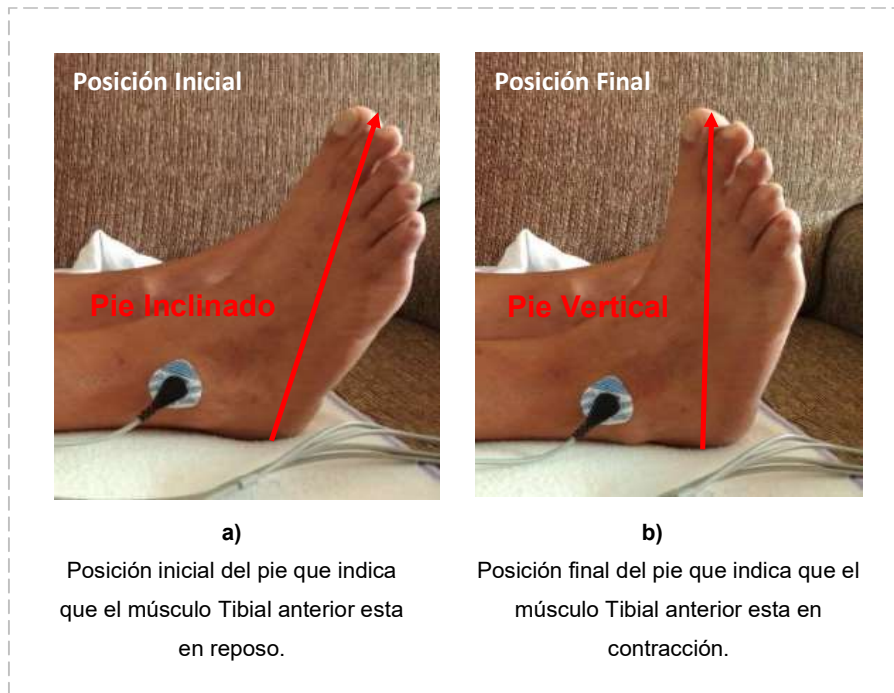


Figura 5.2.2 Acción del Músculo Tibial Anterior.

Elaboración: El Autor

En la Figura 5.2.3, se muestra la señal electromiográfica capturada del músculo tibial anterior, identificando los potenciales de acción (**PAUM**) característicos y normales.

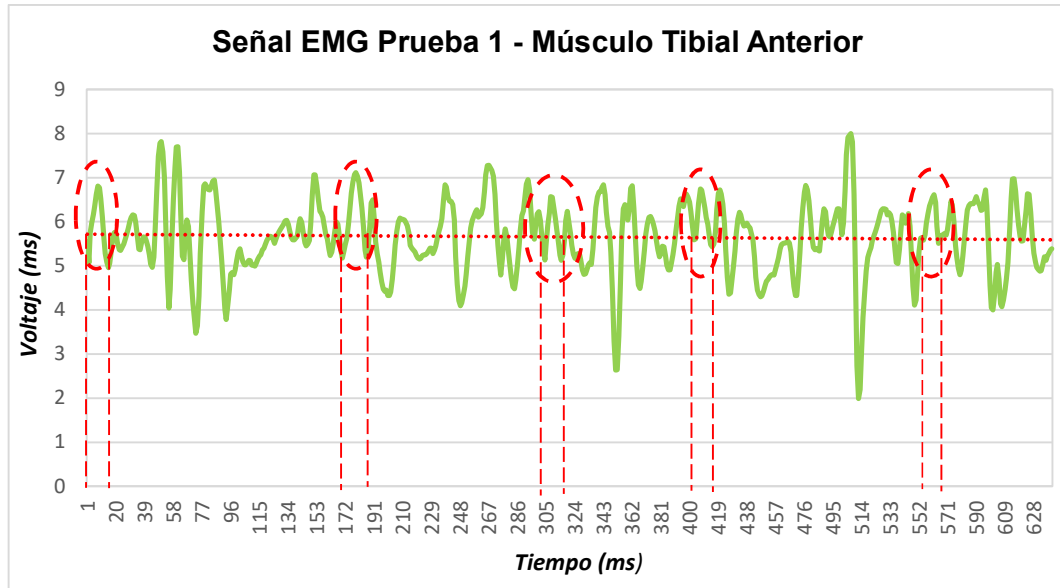


Figura 5.2.3 Señal EMG Prueba 1 – Músculo Tibial Anterior del Equipo Sistema Portátil de Monitoreo.

Elaboración: El Autor

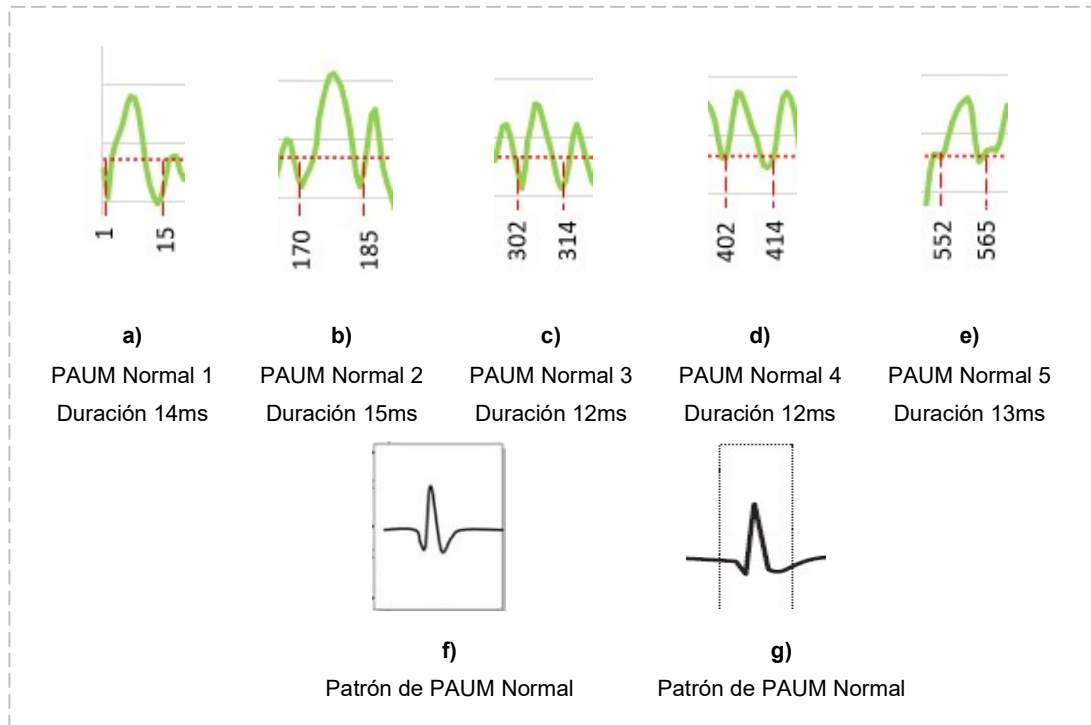


Figura 5.2.4 Análisis de PAUMs de la señal EMG detectada con patrones normales de PAUM.

Elaboración: El Autor

Los PAUM característicos normales (resaltados en rojo en la Figura 5.2.3) cuentan con una forma de señal y tienen una duración de los potenciales dentro del rango 8 a 16 milisegundos como se muestra en la Figura 5.2.4

En la Figura 5.2.5, se muestra las señales capturadas con Electromiógrafo estandarizado del Hospital Loayza.

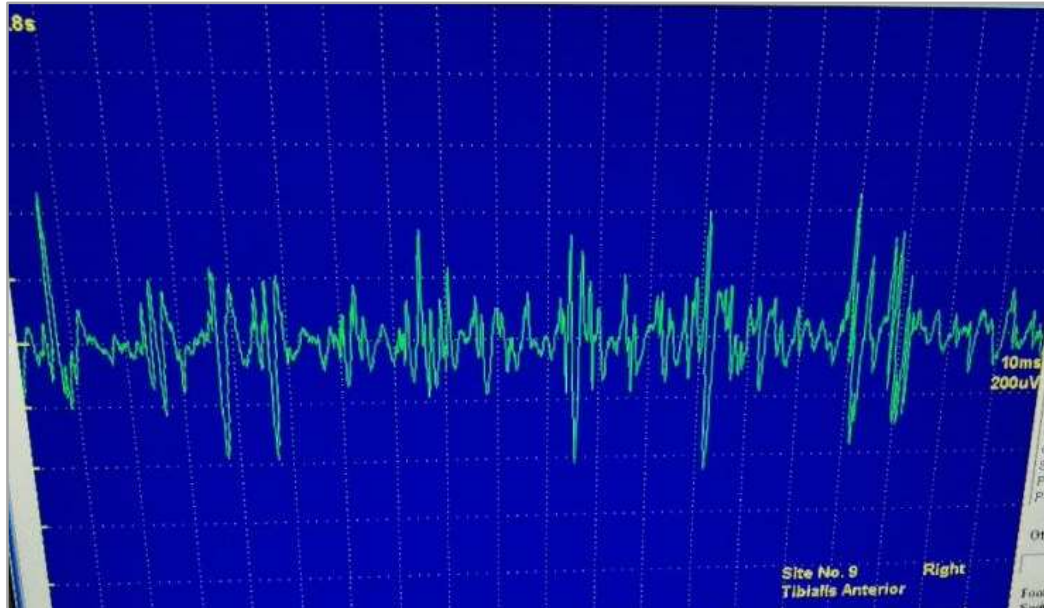


Figura 5.2.5 Señal Capturada del Equipo Estandarizado del Hospital Loayza.

Elaboración: El Autor

Tomando en cuenta los patrones de señales normales de los PAUM mencionados en el marco teórico, se tiene como resultado una señal EMG normal del músculo tibial anterior de la pierna derecha, con PAUM característicos dentro de los rangos permisibles.

b) Prueba 2

Paciente: Mujer

Edad: 45 años

Fecha de prueba: 30/09/15

Anamnesis: Dolor en ambas manos.

Procedimiento de examinación

- Preparación del paciente

Se procede a ubicar al paciente en la camilla, indicando las funciones del examen, consultando el análisis de la historia clínica y los síntomas del paciente.

- Selección y ubicación del músculo

Luego del análisis del médico especialista se selecciona el músculo Extensor corto del Pulgar de la mano izquierda para las pruebas del examen de electromiografía, la ubicación del músculo y los electrodos se toma como referencia la Figura 5.2.6

- Examinando músculo en reposo

Se examinó el músculo Extensor corto del Pulgar en reposo por aproximadamente un minuto (sin ningún movimiento del músculo y de la mano). La Figura 5.2.6 muestra el músculo Extensor corto del Pulgar en reposo con los electrodos de adquisición y de referencia.

En esta etapa no se evidenció patrones de señales espontáneas.



Figura 5.2.6 Músculo Extensor corto del pulgar de la mano izquierda en Reposo.

Elaboración: El Autor

- **Examinando músculo en contracción**

Luego se procedió a examinar el musculo Extensor corto del Pulgar en contracción muscular voluntaria con una fuerza intermedia durante 2 minutos. Para activar el músculo Extensor corto del Pulgar, el dedo pulgar se debe mover tocando la palma de la mano como muestra la Figura 5.2.7

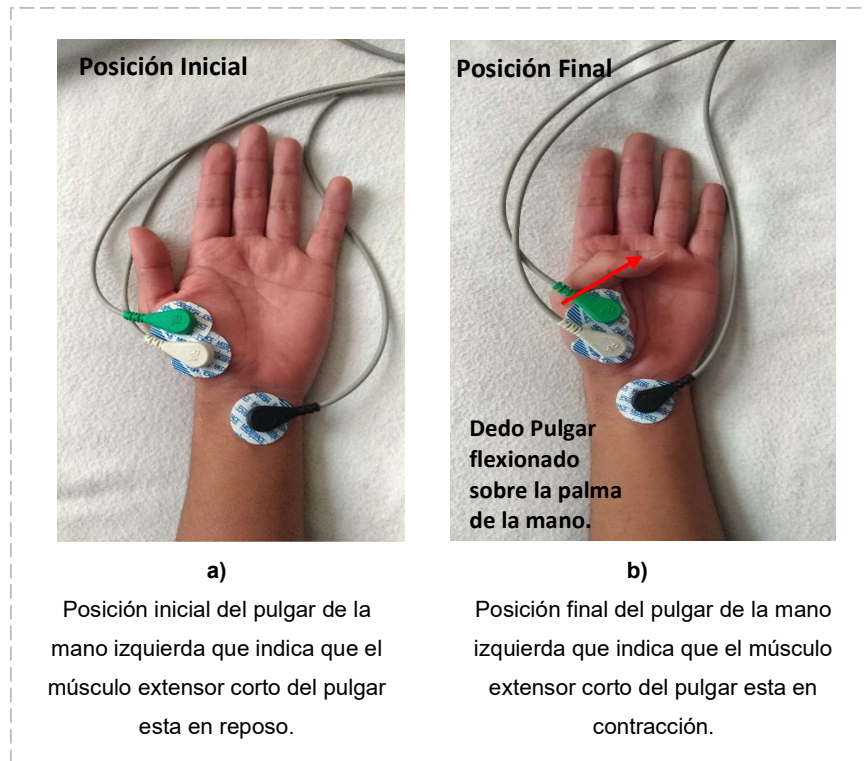


Figura 5.2.7 Acción del Músculo Extensor corto del pulgar.

Elaboración: El Autor

En la Figura 5.2.8, se muestra la señal electromiográfica capturada del Extensor corto del Pulgar de la mano izquierda, identificando los potenciales de acción (**PAUM**) normales y característicos.

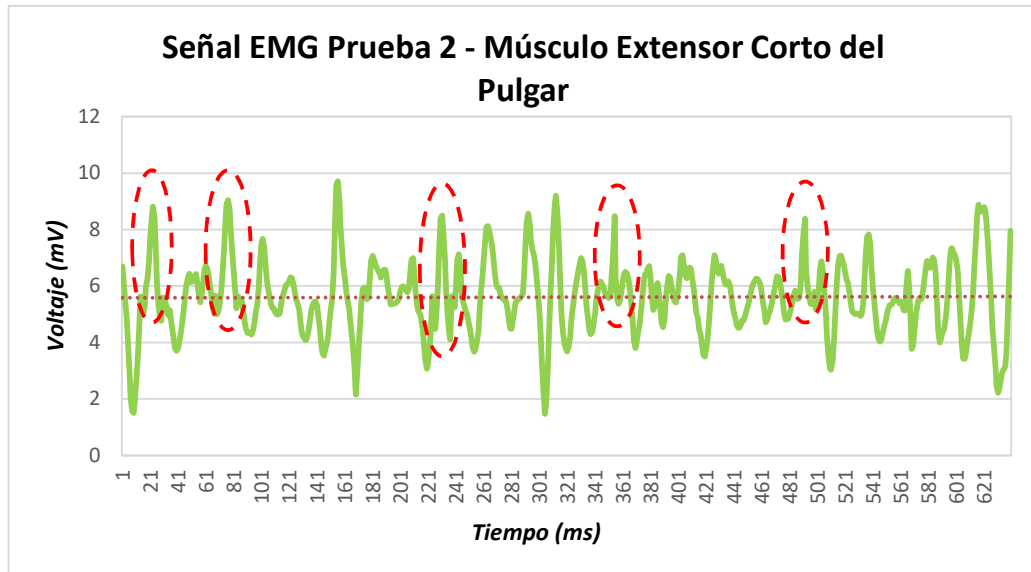


Figura 5.2.8 Señal EMG Prueba 2 – Músculo Extensor Corto del Pulgar del Equipo Sistema Portátil de Monitoreo.

Elaboración: El Autor

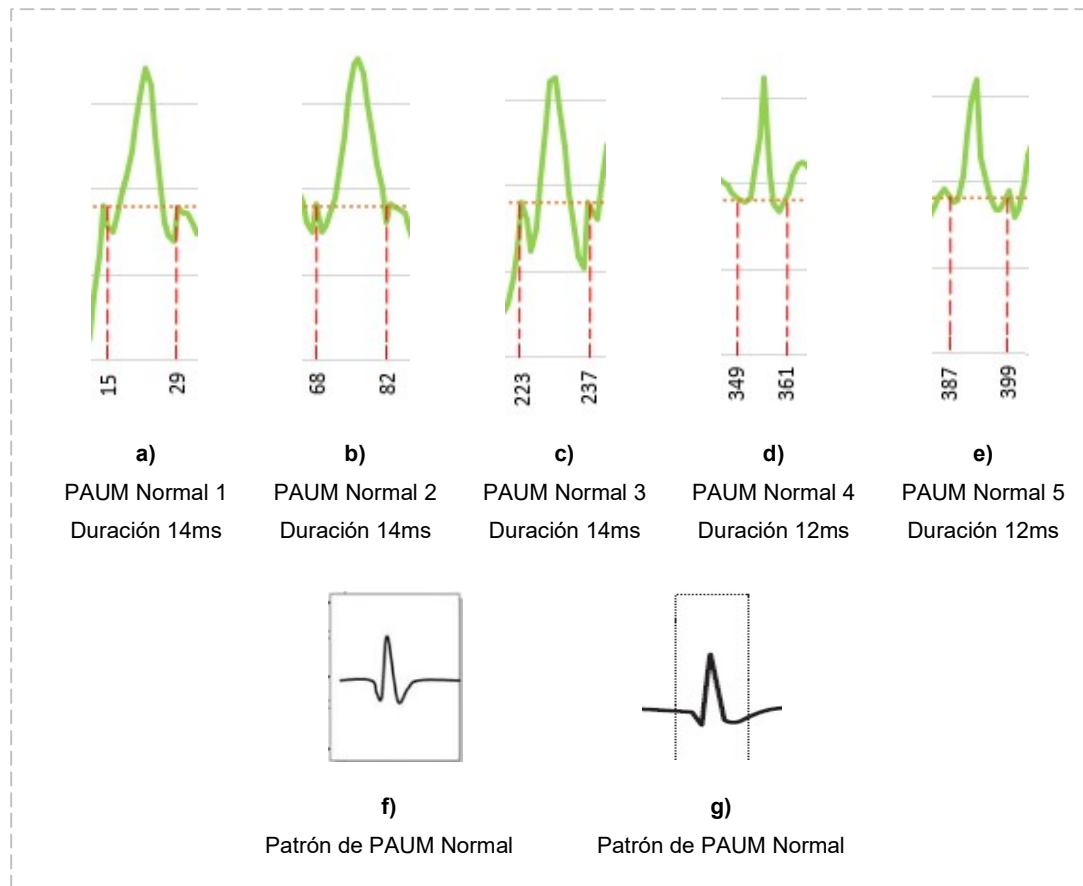


Figura 5.2.9 Análisis de PAUMs de la señal EMG detectada en la Figura 5.2.8 con patrones normales de PAUM.

Elaboración: El Autor

Los PAUM característicos normales (resaltados en rojo en la Figura 5.2.8) cuentan con una forma de señal y tienen una duración de los potenciales dentro del rango 8 a 16 milisegundos como se muestra en la Figura 5.2.9

En la Figura 5.2.10, se muestra las señales capturadas con Electromiógrafo estandarizado del Hospital Loayza.

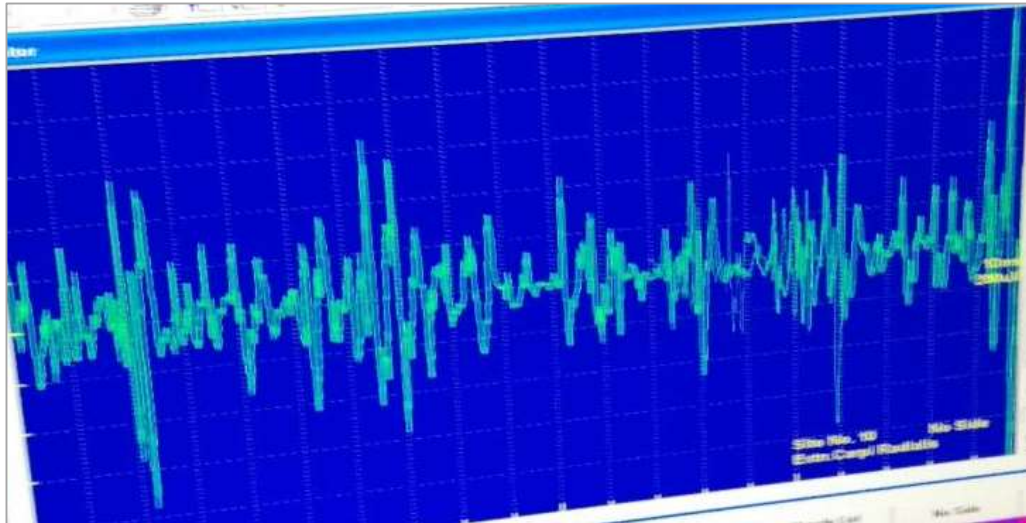


Figura 5.2.10 Señal Capturada Prueba 2 del Equipo Estandarizado del Hospital Loayza

Elaboración: El Autor

Tomando en cuenta los patrones de señales normales de los PAUM mencionados en el marco teórico, se tiene como resultado una señal EMG normal del músculo Extensor corto del Pulgar de la mano izquierda, con PAUM característicos dentro de los rangos permisibles.

c) Prueba 3

Paciente: Mujer

Edad: 42 años

Fecha de prueba: 30/09/15

Anamnesis: Dolor en ambos Brazos.

Procedimiento de examinación

- Preparación del paciente

Se procede a ubicar al paciente en la camilla, indicando las funciones del examen, consultando el análisis de la historia clínica y los síntomas del paciente.

- Selección y ubicación del músculo

Luego del análisis del médico especialista, se selecciona el músculo Extensor Radial Largo del Carpo del brazo izquierdo para las pruebas del examen de electromiografía, la ubicación del músculo y los electrodos se toma como referencia la Figura 5.2.11

- Examinando músculo en reposo

Se examinó el músculo Extensor Radial Largo del Carpo en reposo por aproximadamente un minuto (sin ningún movimiento del músculo y del brazo). La Figura 5.2.11, muestra el músculo Extensor Radial Largo del Carpo en reposo con los electrodos de adquisición y de referencia. En esta etapa no se evidenció patrones de señales espontaneas.

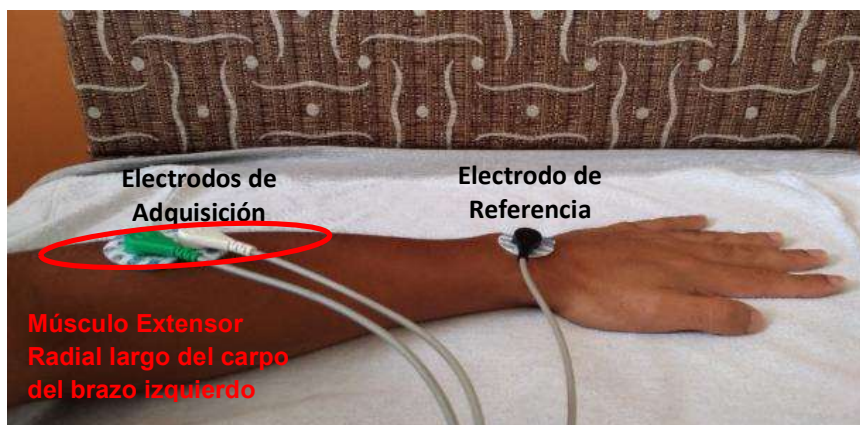


Figura 5.2.11 Músculo Radial Largo del Carpo del brazo izquierdo en Reposo.

Elaboración: El Autor

- **Examinando Músculo en Contracción**

Luego se procedió a examinar el músculo Extensor Radial Largo del Carpo en contracción muscular voluntaria con una fuerza intermedia durante 3 minutos. Para activar el músculo Extensor Radial Largo del Carpo, la mano se debe mover como muestra la Figura 5.2.12



Figura 5.2.12 Acción del Músculo Extensor radial largo del carpo de la mano izquierda.

Elaboración: El Autor

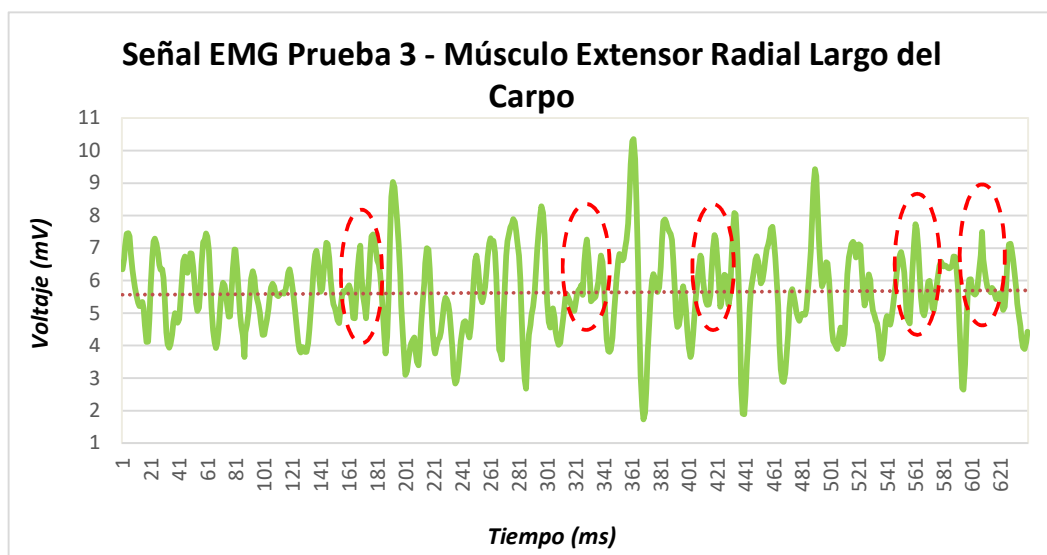


Figura 5.2.13 Señal EMG Prueba 3 – Músculo Extensor Radial Largo del Carpo del Equipo Sistema Portátil de Monitoreo.

Elaboración: El Autor

En la Figura 5.2.13, se muestra la señal electromiográfica capturada del Extensor radial largo del carpo del brazo izquierdo, identificando los PAUM normales y característicos.

Los PAUM característicos normales (resaltados en rojo en la Figura 5.2.13) cuentan con una forma de señal característica y tienen una duración de los potenciales dentro del rango 8 a 16 milisegundos como se muestra en la Figura 5.2.14

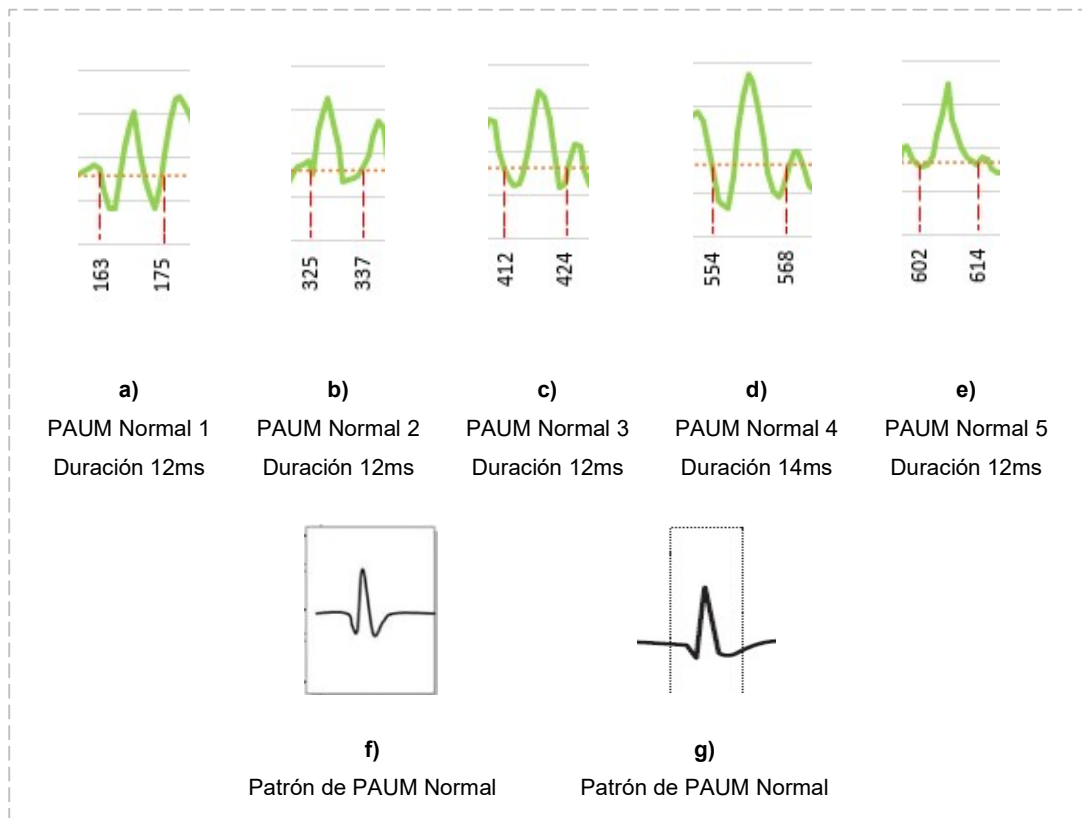


Figura 5.2.14 Análisis de PAUMs de la señal EMG detectada en la Figura 5.2.13 con patrones normales de PAUM.

Elaboración: El Autor

En la Figura 5.2.15, se muestra las señales capturadas con Electromiógrafo estandarizado del Hospital Loayza.

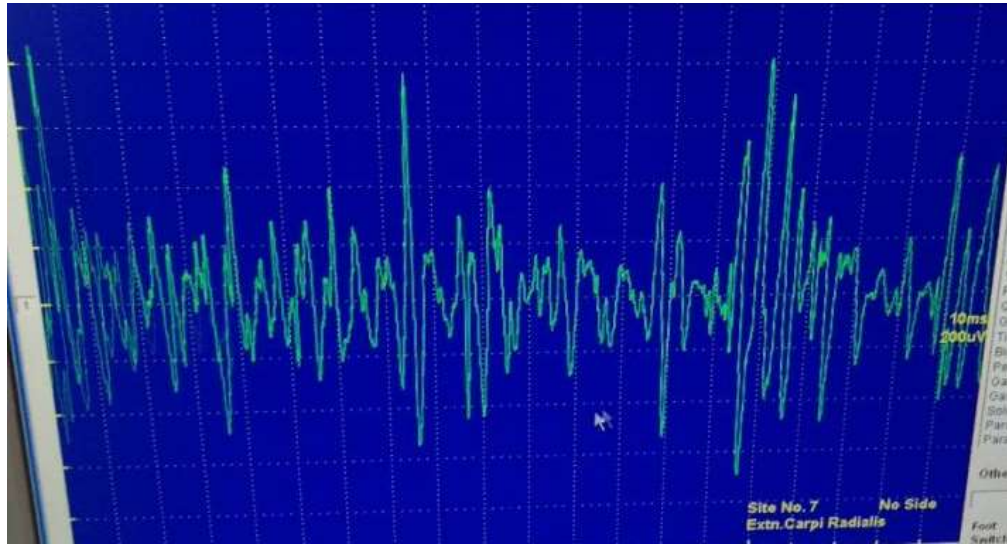


Figura 5.2.15 Señal Capturada Prueba 3 del Equipo Estandarizado del Hospital Loayza.

Elaboración: El Autor

Tomando en cuenta los patrones de señales normales de los PAUM mencionados en el marco teórico, se tiene como resultado una señal EMG normal del músculo Extensor radial largo del carpo del brazo izquierdo, con PAUM característicos dentro de los rangos permisibles.

d) Prueba 4

Paciente: Mujer.

Edad: 73 años

Fecha de Prueba: 30/09/15

Anamnesis: Descarte de Radiculopatía en miembros inferiores.

Procedimiento de examinación

- Preparación del paciente

Se procede a ubicar al paciente en la camilla, indicando las funciones del examen, consultando el análisis de la historia clínica y los síntomas del paciente.

- Selección y ubicación del músculo

Luego del análisis del médico especialista, se selecciona el músculo Peroneo Lateral Largo de la pierna derecha para las pruebas del examen de electromiografía, la ubicación del músculo y los electrodos se toma como referencia la Figura 5.2.16

- Examinando Músculo en Reposo

Se examinó el músculo Peroneo Lateral Largo en reposo aproximadamente un minuto. La Figura 5.2.16, muestra el músculo descrito en reposo con electrodos de adquisición y de referencia. En esta etapa no se evidenció patrones de señales espontáneas.



Figura 5.2.16 Músculo Peroneo Lateral Largo de la pierna derecha en Reposo.

Elaboración: El Autor

- **Examinando Músculo en Contracción**

Luego se procedió a examinar el músculo Peroneo Lateral Largo en contracción muscular voluntaria con una fuerza baja durante 5 minutos. Para activar el músculo Peroneo Lateral Largo, el pie se debe mover sin levantar la pierna como muestra la Figura 5.2.17

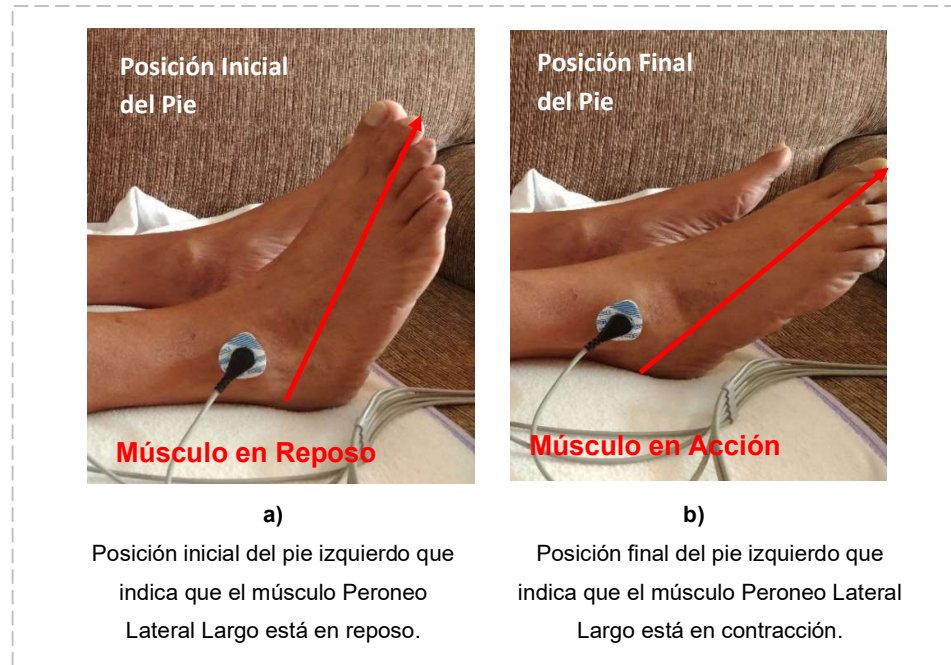


Figura 5.2.17 Acción del Músculo Peroneo lateral largo de la pierna derecha.

Elaboración: El Autor

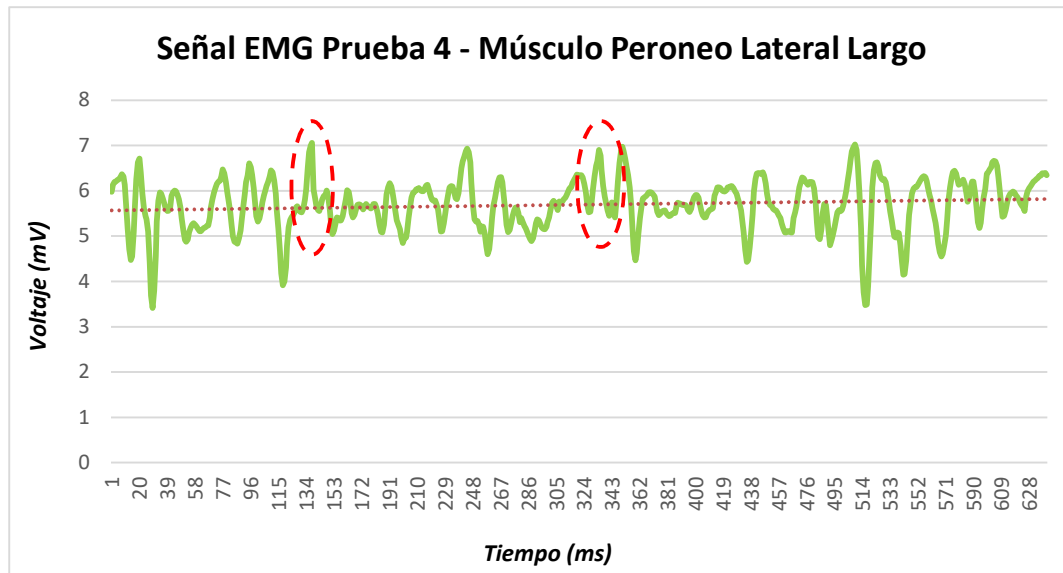


Figura 5.2.18 Señal EMG Prueba 4 – Músculo Peroneo Lateral Largo.

Elaboración: El Autor

En la Figura 5.2.18, se muestra la señal electromiográfica capturada del Perneo Lateral Largo de la pierna derecha, identificando los potenciales de acción de unidad motora (**PAUM**) normales y característicos.

Los PAUM característicos normales (resaltados en rojo en la Figura 5.2.18) cuentan con una forma de señal característica y tienen una duración de los potenciales dentro del rango 8 a 16 milisegundos como se muestra en la Figura 5.2.19

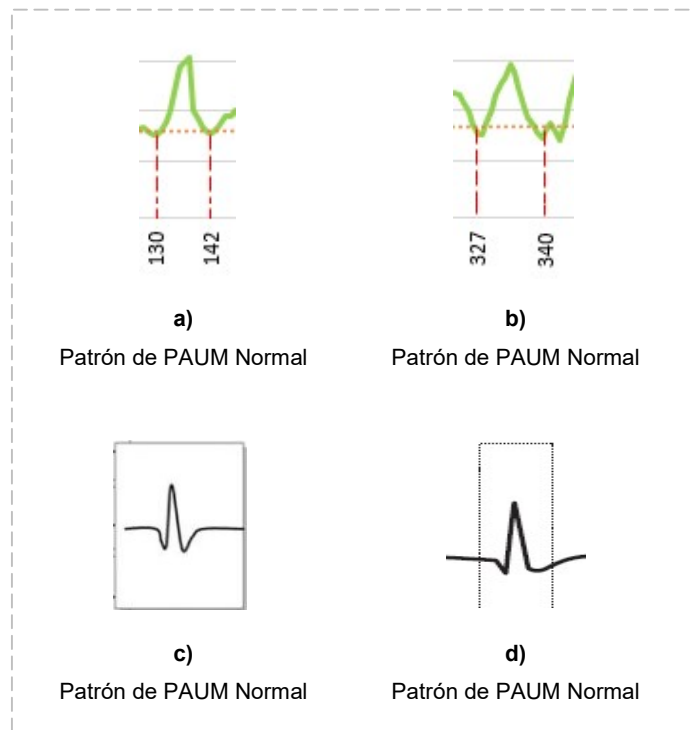


Figura 5.2.19 Análisis de PAUMs de la señal EMG Prueba 4 con patrones normales de PAUM.

Elaboración: El Autor

En la Figura 5.2.20, se muestra la señal capturada con Electromiógrafo estandarizado del Hospital Loayza y en la Figura 5.2.21, se muestra una señal patrón simple (fuerza baja de contracción del músculo) del cual se verifica su similaridad.

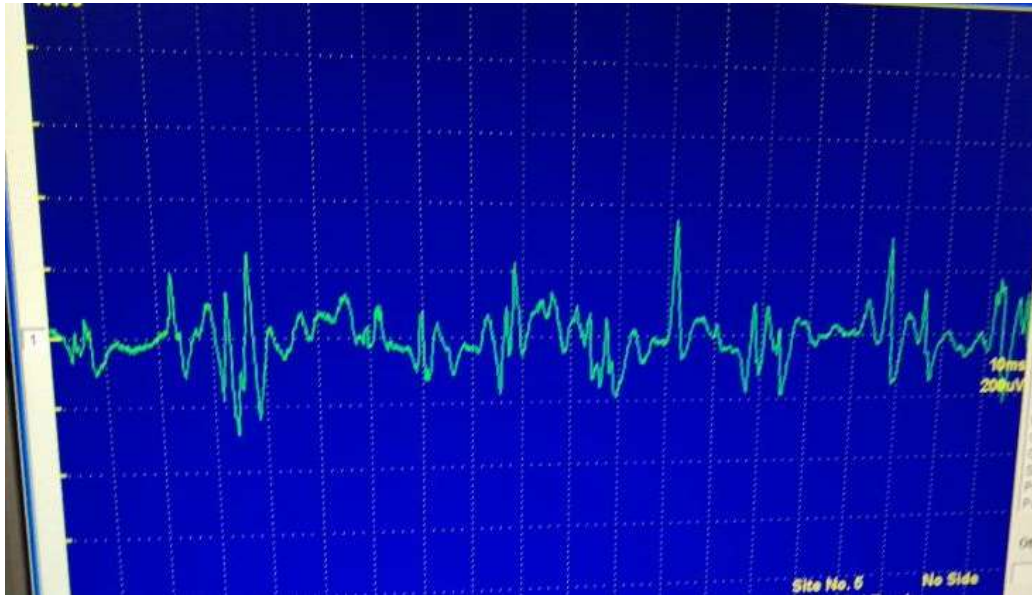


Figura 5.2.20 Señal Capturada Prueba 4 del Equipo Estandarizado del Hospital Loayza.

Elaboración: El Autor



Figura 5.2.21 Señales EMG Normal - Patrón Simple.

Fuente: Obtenido de "Instrumentación Biomédica Tema 5: Electromiografía". Barea Navarro, Rafael. Universidad de Alcalá, Dpto. de Electrónica, Pág. 10.

Tomando en cuenta los patrones de señales normales de los PAUM mencionados en el marco teórico, se tiene como resultado una señal EMG normal del músculo Peroneo Lateral largo de la pierna derecha, con PAUM característicos dentro de los rangos permisibles.

5.2.2 Pruebas en el Instituto Nacional de Ciencias Neurológicas (Hospital Mogrovejo)

El Instituto Nacional de Ciencias Neurológicas (**INCN**) es una entidad dedicada a la investigación, docencia, normatividad y atención especializada de enfermedades que afectan al sistema nervioso central. Las validaciones se realizó con la ayuda del especialista en Neurología Dr. Luis Rolando Crovetto Romero con CMP: 021576.

a) Prueba 5

Paciente: Hombre.

Edad: 42 años

Fecha de prueba: 11/08/16

Anamnesis: Secuela de Síndrome Guillain Barre

Procedimiento de examinación

- Preparación del paciente

Se procede a ubicar al paciente en la camilla, indicando las funciones del examen, consultando el análisis de la historia clínica y los síntomas del paciente.

- Selección y ubicación del músculo

Luego del análisis del médico especialista, se selecciona el músculo Tibial Anterior de la pierna derecha para las pruebas del examen de electromiografía, la ubicación del músculo y los electrodos se toma como referencia las recomendaciones del **SENIAM** y como muestra la Figura 2.12.11 del capítulo del marco teórico.

- Examinando Músculo en Reposo

Se examinó el músculo Tibial Anterior en reposo por aproximadamente un minuto (sin ningún movimiento). La Figura 5.2.22, muestra el músculo Tibial Anterior de la pierna derecha en reposo con los electrodos de adquisición y de referencia.

En esta etapa no se evidenció patrones de señales espontaneas.

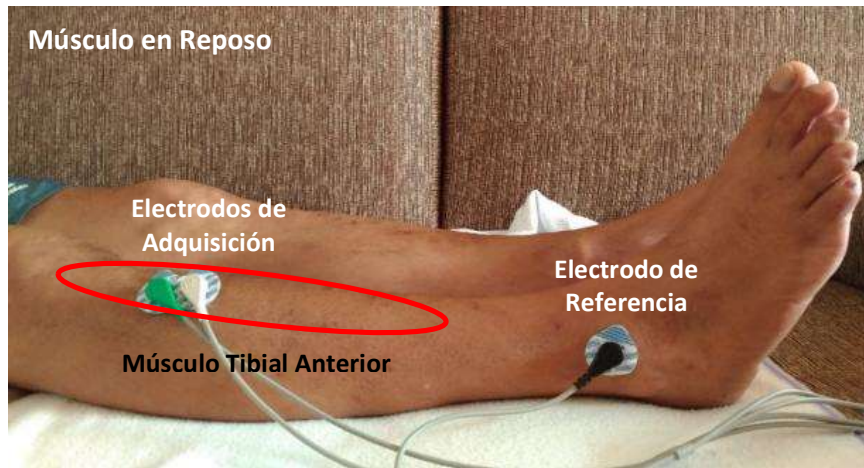


Figura 5.2.22 Músculo Tibial Anterior de la pierna derecha en Reposo.

Elaboración: El Autor

- Examinando músculo en contracción

Luego se procedió a examinar el musculo tibial anterior en contracción muscular voluntaria con una fuerza intermedia durante 5 minutos. Para activar el músculo Tibial Anterior, el pie se debe mover en dirección de la rodilla sin levantar la pierna como muestra la Figura 5.2.23.

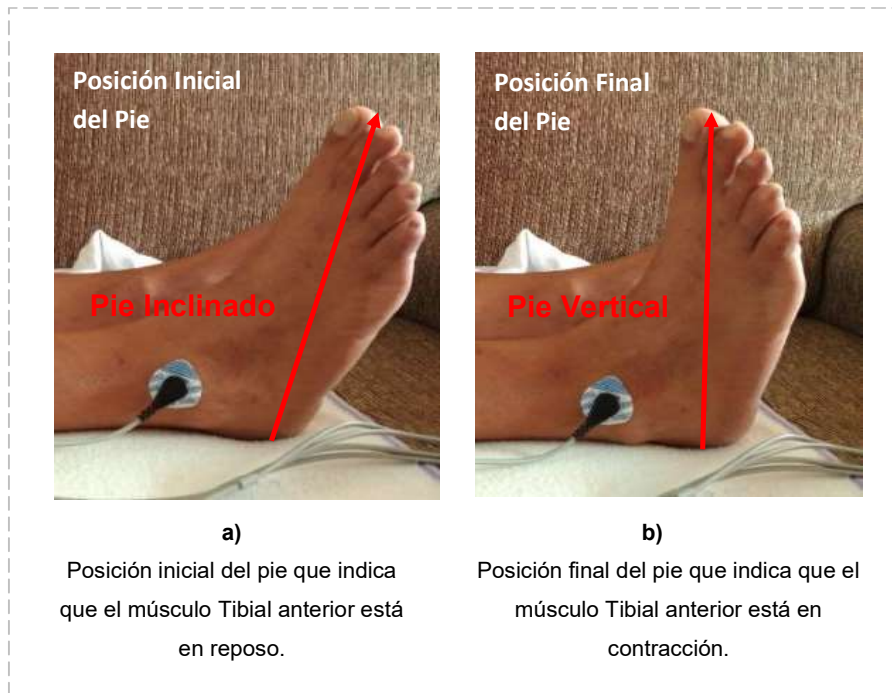


Figura 5.2.23 Acción del Músculo Tibial Anterior de la pierna derecha.

Elaboración: El Autor

En la Figura 5.2.24, se muestra la señal electromiográfica capturada del músculo Tibial Anterior de la pierna derecha, donde se identifica el patrón Neuropático.

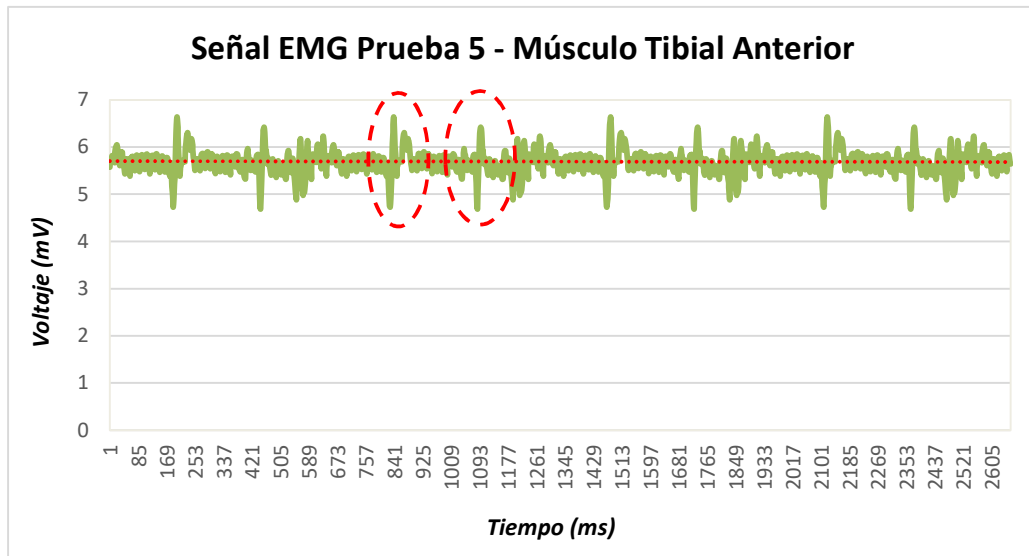


Figura 5.2.24 Señal EMG Prueba 5 – Músculo Tibial Anterior del Equipo Sistema Portátil de Monitoreo.

Elaboración: El Autor

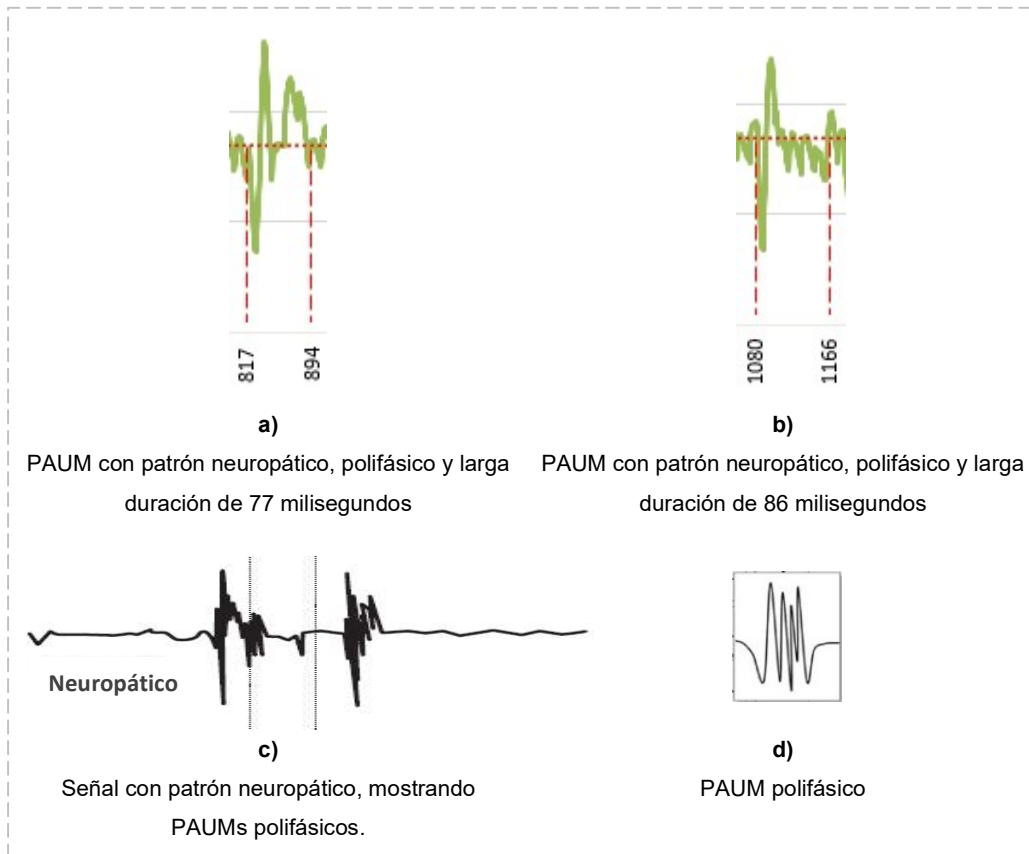


Figura 5.2.25 Análisis de PAUMs de la señal EMG Prueba 5 con patrón anormal.

Elaboración: El Autor

Los PAUM (resaltados en rojo en la Figura 5.2.24) se repiten cada cierto tiempo en la señal EMG y reflejan concordancia con un patrón Neuropático, mostrando que cuenta con muchas fases (PAUM Polifásico) y de larga duración de 77 y 86 milisegundos como se muestra en la Figura 5.2.25

En la Figura 5.2.26, se muestra la señal capturada con Electromiógrafo estandarizado del Instituto Nacional de Ciencias Neurológicas donde se identifica también el patrón Neuropático.



Figura 5.2.26 Señal Capturada Prueba 5 del Equipo Estandarizado del INCN.

Elaboración: El Autor

Se tiene como resultado una señal EMG con una afección Neuropática causado por el síndrome Guillain Barre que es un trastorno grave que ocurre cuando el sistema de defensa del cuerpo ataca parte del sistema nervioso también llamado Síndrome de Landry-Guillain-Barre, Polineuropatía inflamatoria aguda, Polineuritis idiopática aguda, Polineuritis infecciosa y Polineuropatía desmielinizante inflamatoria aguda. (Ver Figura 5.2.27 Constancia de Validación 1).

CONSTANCIA DE VALIDACIÓN 1

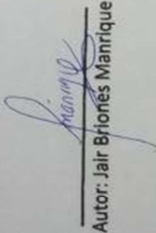
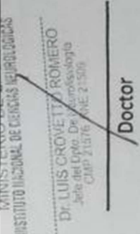
Constancia de Validación				Fecha:
Doctor:	Dr. Luis Crocetto	Especialidad:	Neurología	11/08
Hospital/Clinica:	Instituto Nacional de Ciencias Neurológicas			CMP:
Paciente:				Edad:
Pruebas realizadas:	EMG SUPERFICIAL EN MUSCULO TRICEP BRAZILERA			
Observaciones:	Señales de SINA. GOLLAN BAME			
Proyecto:	Sistema Portátil de Monitoreo de Señales Electromiográficas			
 Autor: Jair Briones Manrique		 Doctor		

Figura 5.27 Constancia de Validación 1 de la señal EMG Prueba 5.

Elaboración: El Autor

b) Prueba 6

Paciente: Hombre.

Edad: 68 años

Fecha de Prueba: 11/08/16

Anamnesis: Mielopatía crónica

Procedimiento de examinación

- Preparación del paciente

Se procede a ubicar al paciente en la camilla, indicando las funciones del examen, consultando el análisis de la historia clínica y los síntomas del paciente.

- Selección y ubicación del músculo

Luego del análisis del médico especialista, se selecciona el músculo Tibial Anterior de la pierna derecha para las pruebas del examen de electromiografía, la ubicación del músculo y los electrodos se toma como referencia las recomendaciones del **SENIAM** y como muestra la Figura 2.12.11 del capítulo del marco teórico.

- Examinando Músculo en Reposo

Se examinó el músculo Tibial Anterior en reposo por aproximadamente un minuto (sin ningún movimiento). La Figura 5.2.28, muestra el músculo Tibial Anterior de la pierna derecha en reposo con los electrodos de adquisición y de referencia.

En esta etapa no se evidenció patrones de señales espontaneas.

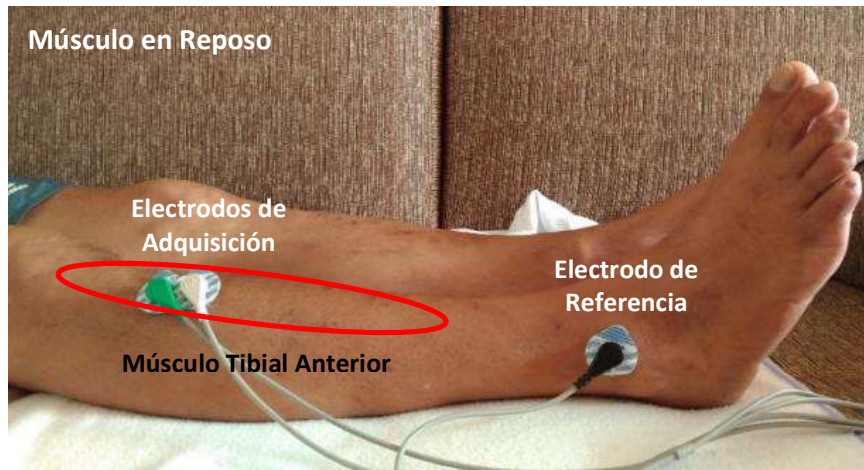


Figura 5.2.28 Músculo Tibial Anterior de la pierna derecha en Reposo – Prueba

Elaboración: El Autor

- Examinando Músculo en Contracción

Luego se procedió a examinar el musculo tibial anterior en contracción muscular voluntaria con una fuerza baja durante 5 minutos. Para activar el músculo Tibial Anterior, el pie se debe mover en dirección de la rodilla sin levantar la pierna como muestra la Figura 5.2.29

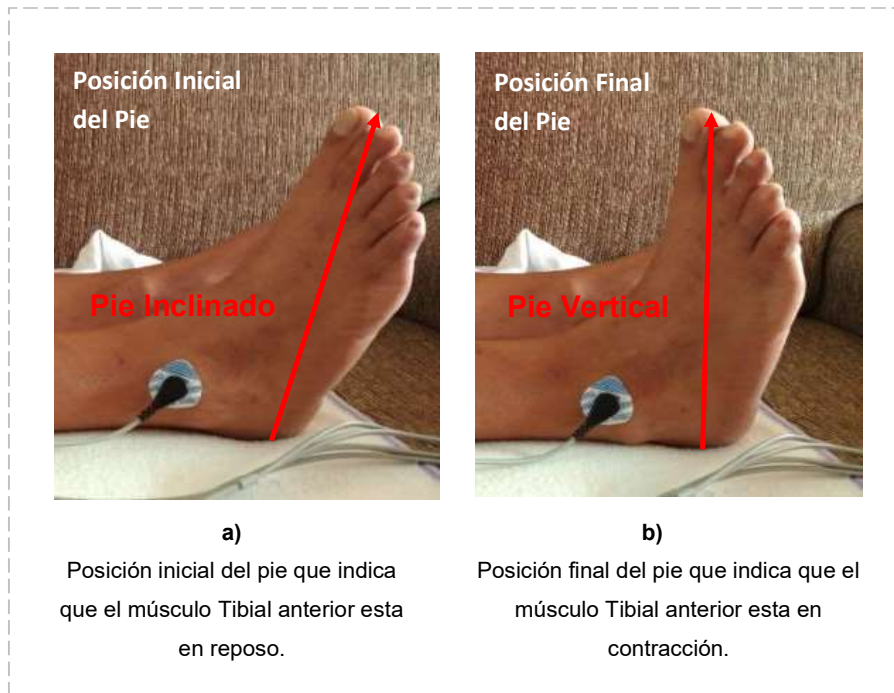


Figura 5.2.29 Acción del Músculo Tibial Anterior de la pierna derecha – Prueba 6.

Elaboración: El Autor

En la Figura 5.2.30, se muestra la señal electromiográfica capturada del músculo Tibial Anterior de la pierna derecha, donde se identifica el patrón Miopático.

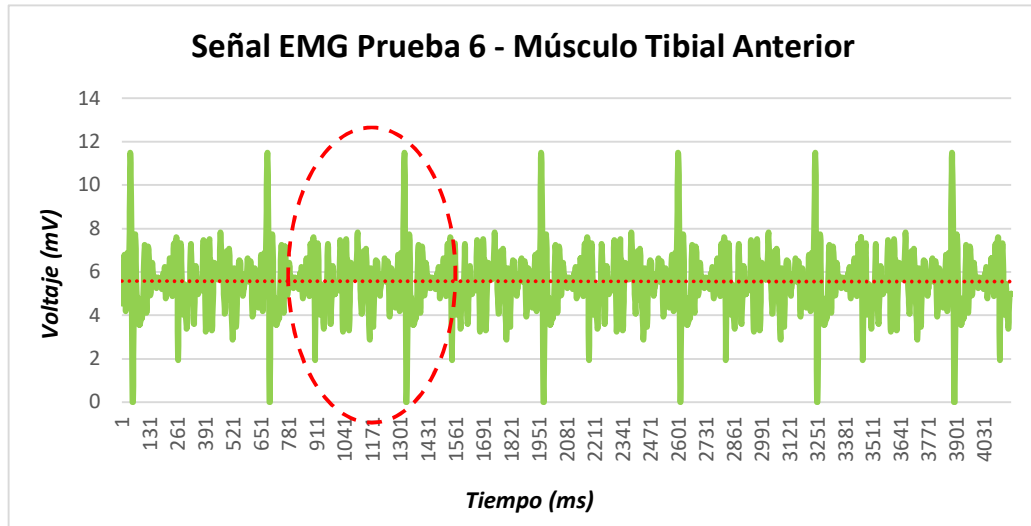


Figura 5.2.30 Señal EMG Prueba 6 – Músculo Tibial Anterior del Equipo Sistema Portátil de Monitoreo.

Elaboración: El Autor

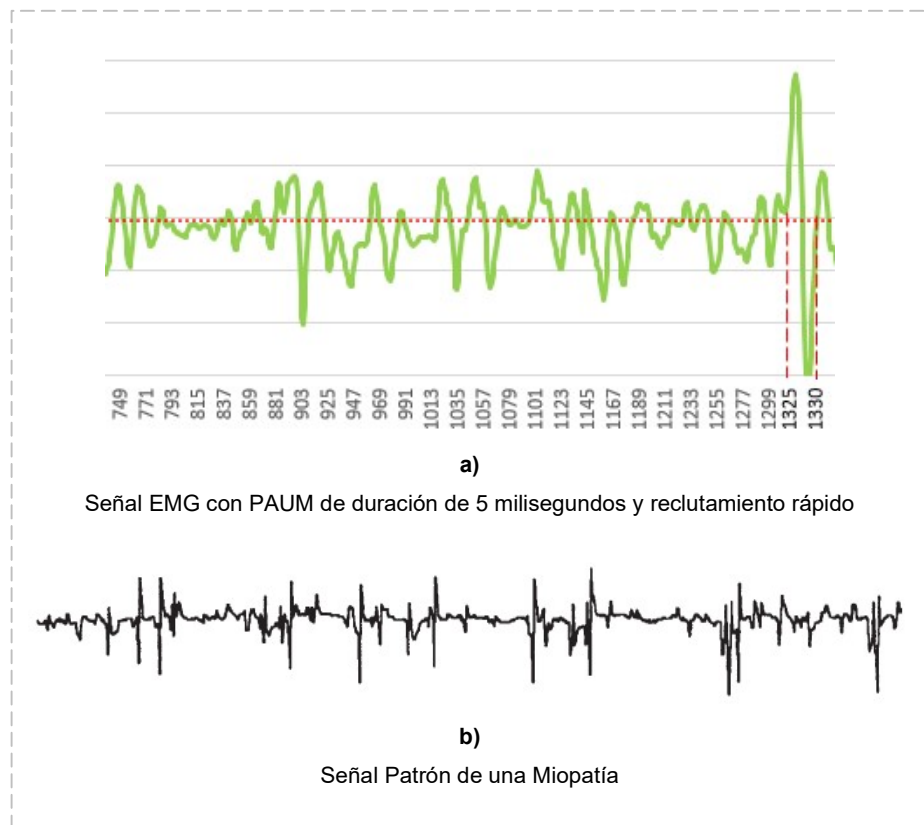


Figura 5.2.31 Análisis de PAUM de la señal EMG Prueba 6 con patrón anómalo.

Elaboración: El Autor

La señal y el PAUM (resaltado en rojo en la Figura 5.2.30) se repiten cada cierto tiempo en la señal EMG y reflejan concordancia con un patrón Miopático, mostrando que cuenta con un reclutamiento rápido (PAUM disparan con frecuencias normales de reclutamiento pero con un mínimo esfuerzo del paciente) y de corta duración de 5 milisegundos como se muestra en la Figura 5.2.31

En la Figura 5.2.32, se muestra la señal capturada con Electromiógrafo estandarizado del Instituto Nacional de Ciencias Neurológicas donde se identifica también el patrón Miopático.

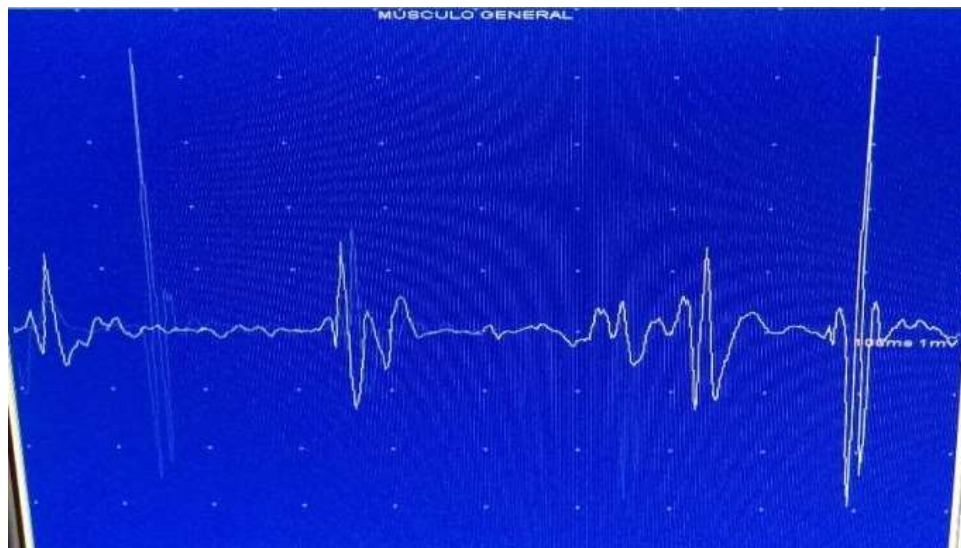


Figura 5.2.32 Señal Capturada Prueba 6 del Equipo Estandarizado del INCN.

Elaboración: El Autor

Se tiene como resultado una señal EMG con una afección Miopática causado por una Mielopatía Crónica. (Ver Figura 5.2.33 Constancia de Validación 2).

CONSTANCIA DE VALIDACIÓN 2

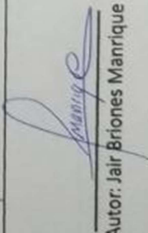
Constancia de Validación			
Doctor:	Dr. Juan Cordero	Especialidad:	NEUROLOGO
Hospital/Clinica:	Instituto Nacional de Ciencias Neurológicas		
Paciente:		Edad:	68
Pruebas realizadas:	ELECTROMIOGRAFIA SUPERFICIE MUSC. TIBIAL ANTERIOR		
Observaciones:	MIOELECTRICO EPTON NEUROENCO		
Proyecto:	Sistema Portátil de Monitoreo de Señales Electromiográficas		
 Autor: Jair Briones Manrique		MINISTERIO DE SALUD INSTITUTO NACIONAL DE CIENCIAS NEUROLÓGICAS Dr. LUIS CROVETTO ROMERO Jefe de División de Electromiografía Calle J. P. 115, 27 Doctor	

Figura 5.2.33 Constancia de Validación 2 de la señal EMG Prueba 6.

Elaboración: El Autor

c) Prueba 7

Paciente: Mujer.

Edad: 39 años

Fecha de Prueba: 11/08/16

Anamnesis: Temblor de intención de 4 a 6 Hz

Procedimiento de examinación

- Preparación del paciente

Se procede a ubicar al paciente en la camilla, indicando las funciones del examen, consultando el análisis de la historia clínica y los síntomas del paciente.

- Selección y ubicación del músculo

Luego del análisis del médico especialista, se selecciona el músculo Tibial Anterior de la pierna derecha para las pruebas del examen de electromiografía, la ubicación del músculo y los electrodos se toma como referencia las recomendaciones del **SENIAM** y como muestra la Figura 2.12.11 del capítulo del marco teórico.

- Examinando Músculo en Reposo

Se examinó el músculo Tibial Anterior en reposo por aproximadamente 5 minutos (sin ningún movimiento). La Figura 5.2.34, muestra el músculo Tibial Anterior de la pierna derecha en reposo con los electrodos de adquisición y de referencia.

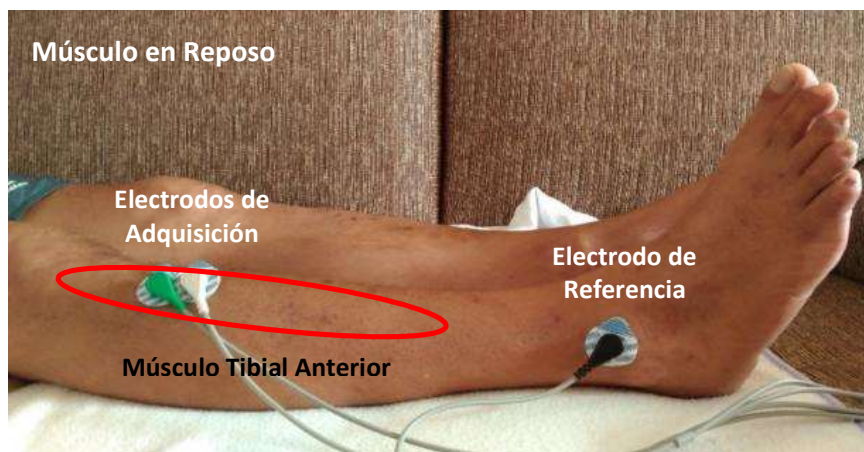


Figura 5.2.34 Músculo Tibial Anterior de la pierna derecha en Reposo – Prueba

Elaboración: El Autor

En esta etapa se detectó señal espontanea donde la Figura 5.2.35, muestra la señal electromiográfica capturada del músculo Tibial Anterior de la pierna derecha, donde se identifica el patrón de Temblor de intención.

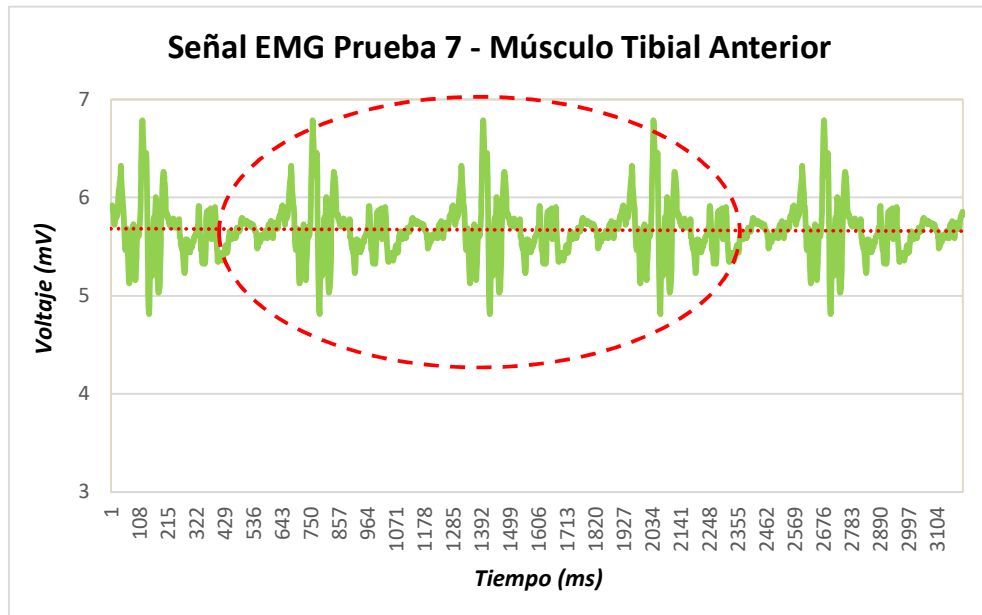


Figura 5.2.35 Señal EMG Prueba 7 - Músculo Tibial Anterior del Equipo Sistema Portátil de Monitoreo.

Elaboración: El Autor

La señal (resaltado en rojo en la Figura 5.2.35) se repiten cada cierto tiempo en la señal EMG y reflejan concordancia con un patrón de Temblor, tiene un periodo de 196 milisegundos aproximadamente donde se muestran las señales más activas, con lo que conlleva a tener un tren de 5 Hz como se muestra en la Figura 5.2.36

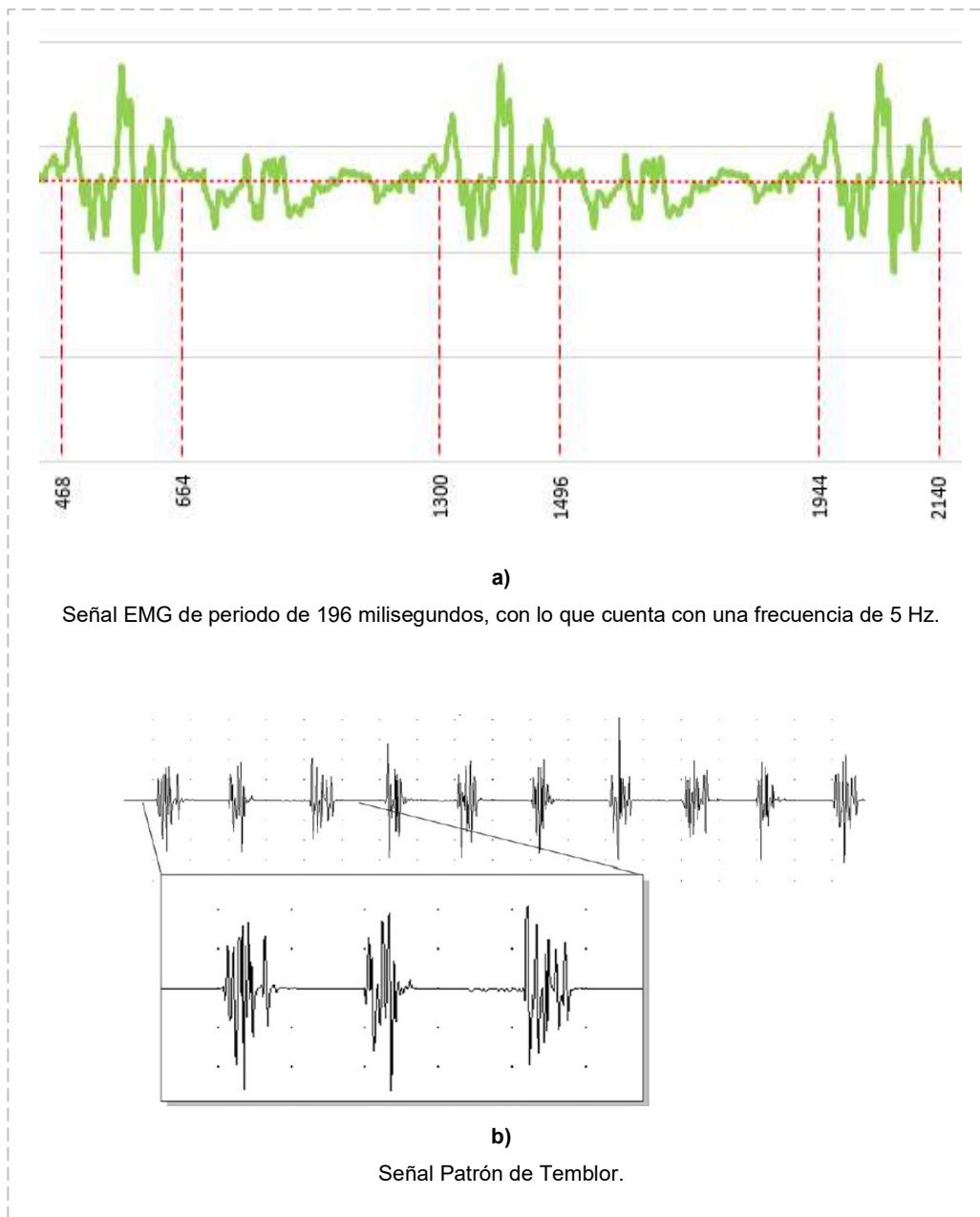


Figura 5.2.36 Análisis de PAUM de la señal EMG Prueba 7 con patrón de señal espontanea (Temblor).

Elaboración: El Autor

- Examinando músculo en contracción

Luego se procedió a examinar el musculo tibial anterior en contracción muscular voluntaria con una fuerza intermedia durante 1 minuto. Se identifica que dentro de la señal cuenta con el patrón de temblor.

En la Figura 5.2.37, se muestra la señal capturada con Electromiógrafo estandarizado del Instituto Nacional de Ciencias Neurológicas donde se identifica también el patrón de Temblor.

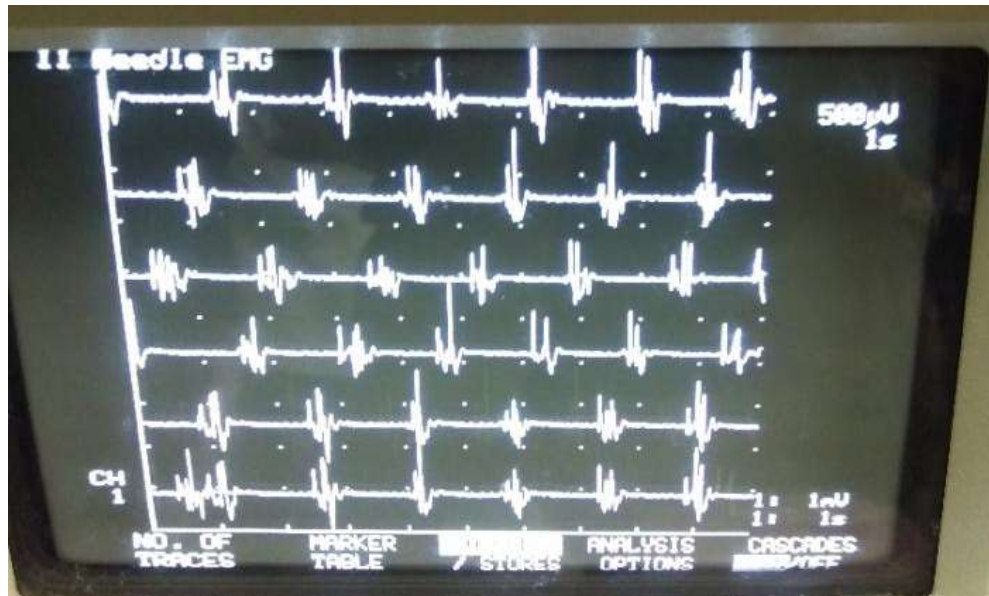


Figura 5.2.37 Señal Capturada Prueba 7 del Equipo Estandarizado del INCN.

Elaboración: El Autor

Se tiene como resultado una señal EMG con un Patrón de Temblor de intención causado por la acción de los músculos de forma espontánea. (Ver Figura 5.2.38 Constancia de Validación 3).

CONSTANCIA DE VALIDACIÓN 3

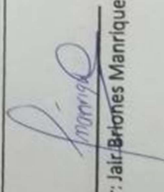
Constancia de Validación				Fecha:
Doctor:	Dr Luis Cordero	Especialidad:	NEUROLOGO	11/08
Hospital/Clinica:	Instituto VARIAS DE CIENCIAS NEUROLOGICAS			CMP:
Paciente:				Edad:
Pruebas realizadas:	ELECTROMIOGRAFIA DE SUPERFICIE			
	MUSC. FASCIAL ANTERIOR			
Observaciones:	Tension de relajacion de 6 de.			
Proyecto:	Sistema Portátil de Monitoreo de Señales Electromiográficas			
	 Autor: Jair Briones Manrique			INSTITUTO VARIAS DE CIENCIAS NEUROLOGICAS INSTITUTO NACIONAL DE CIENCIAS NEUROLOGICAS DR. LUIS CORDERO ROMERO Jefe del Grupo de Neurofisiología QUITO, ECUADOR, 2008 Dóctor

Figura 5.238 Constancia de Validación 3 de la señal EMG Prueba 7.

Elaboración: El Autor

d) Prueba 8

Paciente: Hombre.

Edad: 63 años

Fecha de Prueba: 06/09/16

Anamnesis: Radiculopatía Crónica

Procedimiento de examinación

- Preparación del paciente

Se procede a ubicar al paciente en la camilla, indicando las funciones del examen, consultando el análisis de la historia clínica y los síntomas del paciente.

- Selección y ubicación del músculo

Luego del análisis del médico especialista, se selecciona el músculo Peroneo Lateral Largo de la pierna derecha para las pruebas del examen de electromiografía, la ubicación del músculo y los electrodos se toma como referencia la Figura 5.2.39

- Examinando Músculo en Reposo

Se examinó el músculo Peroneo Lateral Largo en reposo por aproximadamente un minuto. La Figura 5.2.39, muestra el músculo descrito en reposo con los electrodos de adquisición y de referencia. En esta etapa no se evidenció patrones de señales espontáneas.



Figura 5.2.39 Músculo Peroneo Lateral Largo de la pierna derecha en Reposo.

Elaboración: El Autor

- **Examinando músculo en contracción**

Luego se procedió a examinar el músculo Peroneo Lateral Largo en contracción muscular voluntaria con una fuerza baja durante 5 minutos. Para activar el músculo Peroneo Lateral Largo, el pie se debe mover sin levantar la pierna como muestra la Figura 5.2.40

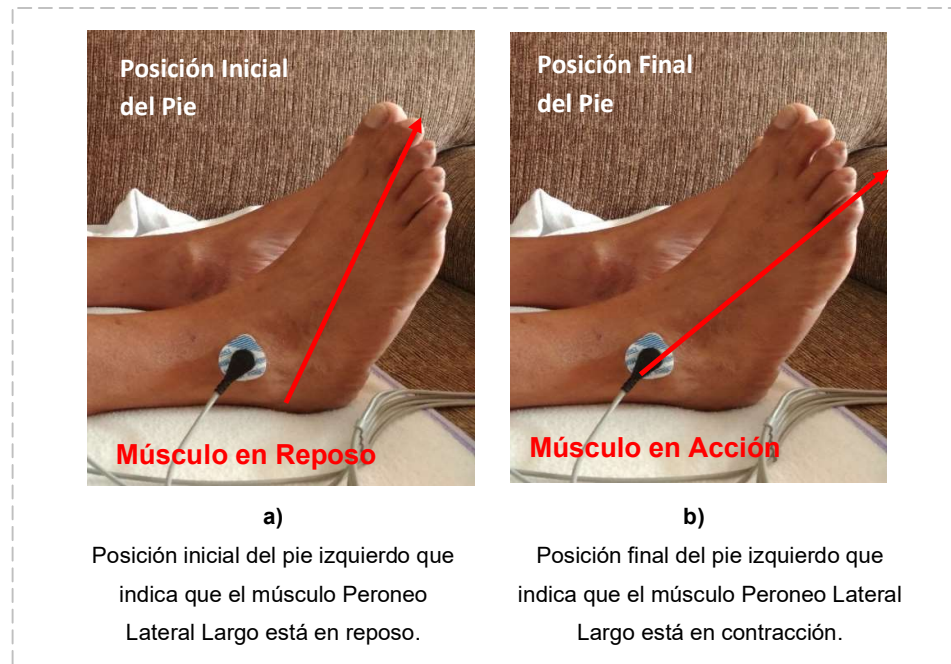


Figura 5.2.40 Acción del Músculo Peroneo lateral largo de la pierna derecha – Prueba 8.

Elaboración: El Autor

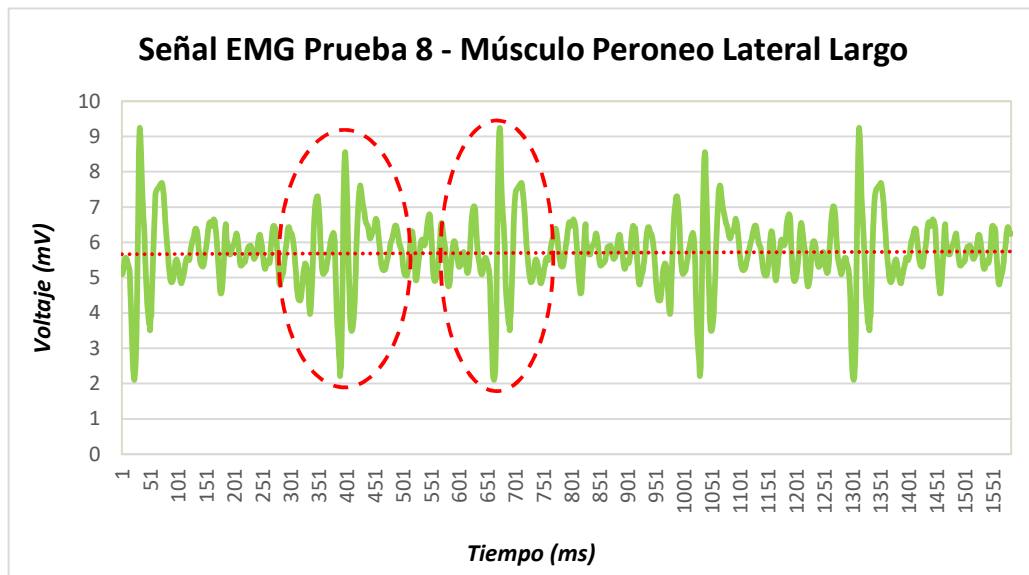


Figura 5.2.41 Señal EMG Prueba 8 - Músculo Peroneo Lateral Largo del Equipo Sistema Portátil de Monitoreo.

Elaboración: El Autor

En la Figura 5.2.41, se muestra la señal electromiográfica capturada del Perneo Lateral Largo de la pierna derecha, donde se identifica el patrón Neuropático.

Los PAUM (resaltados en rojo en la Figura 5.2.41) se repiten cada cierto tiempo en la señal EMG y reflejan concordancia con un patrón Neuropático, mostrando que cuenta con muchas fases (PAUM Polifásico) y de larga duración de 88 y 105 milisegundos como se muestra en la Figura 5.2.42

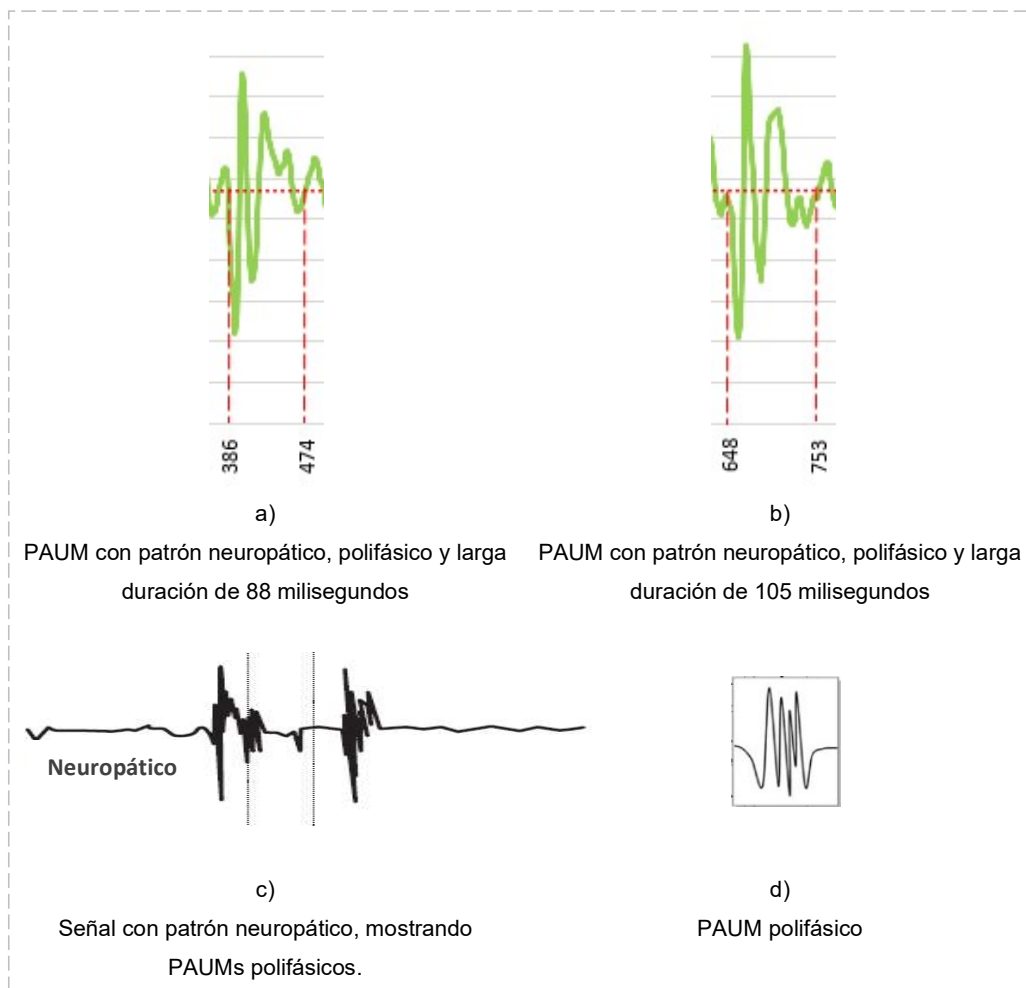


Figura 5.2.42 Análisis de PAUMs de la señal EMG Prueba 8 con patrón anormal.

Elaboración: El Autor

En la Figura 5.2.43, se muestra la señal capturada con Electromiógrafo estandarizado del Instituto Nacional de Ciencias Neurológicas donde se identifica también el patrón Neuropático

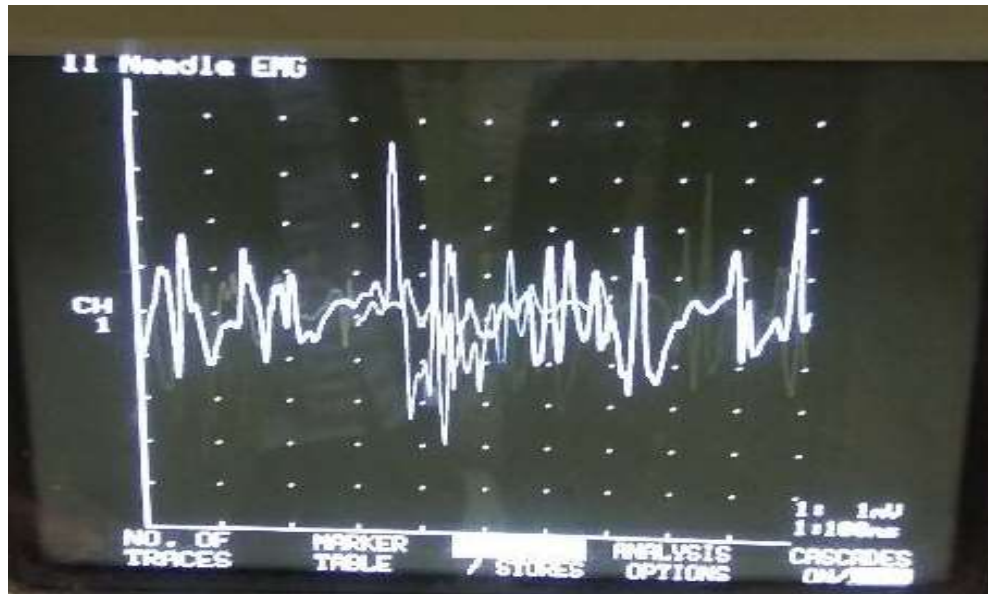


Figura 5.2.43 Señal Capturada Prueba 8 del Equipo Estandarizado del INCN.

Elaboración: El Autor

Se tiene como resultado una señal EMG con una afección Neuropática causado por una Radiculopatía que se refiere a la pérdida o disminución de la función sensitiva o motora de una raíz nerviosa, misma que se encuentra dispersa en el área que se ubica una raíz o nervio dorsal de la médula espinal. (Ver Figura 5.2.44 Constancia de Validación 4).

CONSTANCIA DE VALIDACIÓN 4

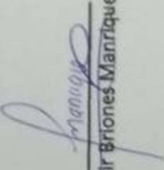
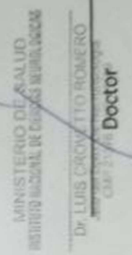
Constancia de Validación				Fecha:
Doctor:	Dr. Luis Quintero	Especialidad:	Neurología	04/09/16
Hospital/Clinica:	Instituto Nacional de Cerebros Neurológicos	CMP:		21576
Paciente:		Edad:		63
Pruebas realizadas:	EMG DE SUPERFICIE			
	Dx: POSICIONATA CERVICA + DENERVACION			
	PATOLOGIA NEUROLÓGICA			
Observaciones:				
Proyecto:	Sistema Portátil de Monitoreo de Señales Electromiográficas			
	 Autor: Jairo Briones Manrique	 Dr. Luis Quintero Romero Neurología		

Figura 5.2.44 Constancia de Validación 4 de la señal EMG Prueba 8.

Elaboración: El Autor

En la Figura 5.2.45, se muestra la carta de validación global del especialista, según las pruebas que se realizaron.

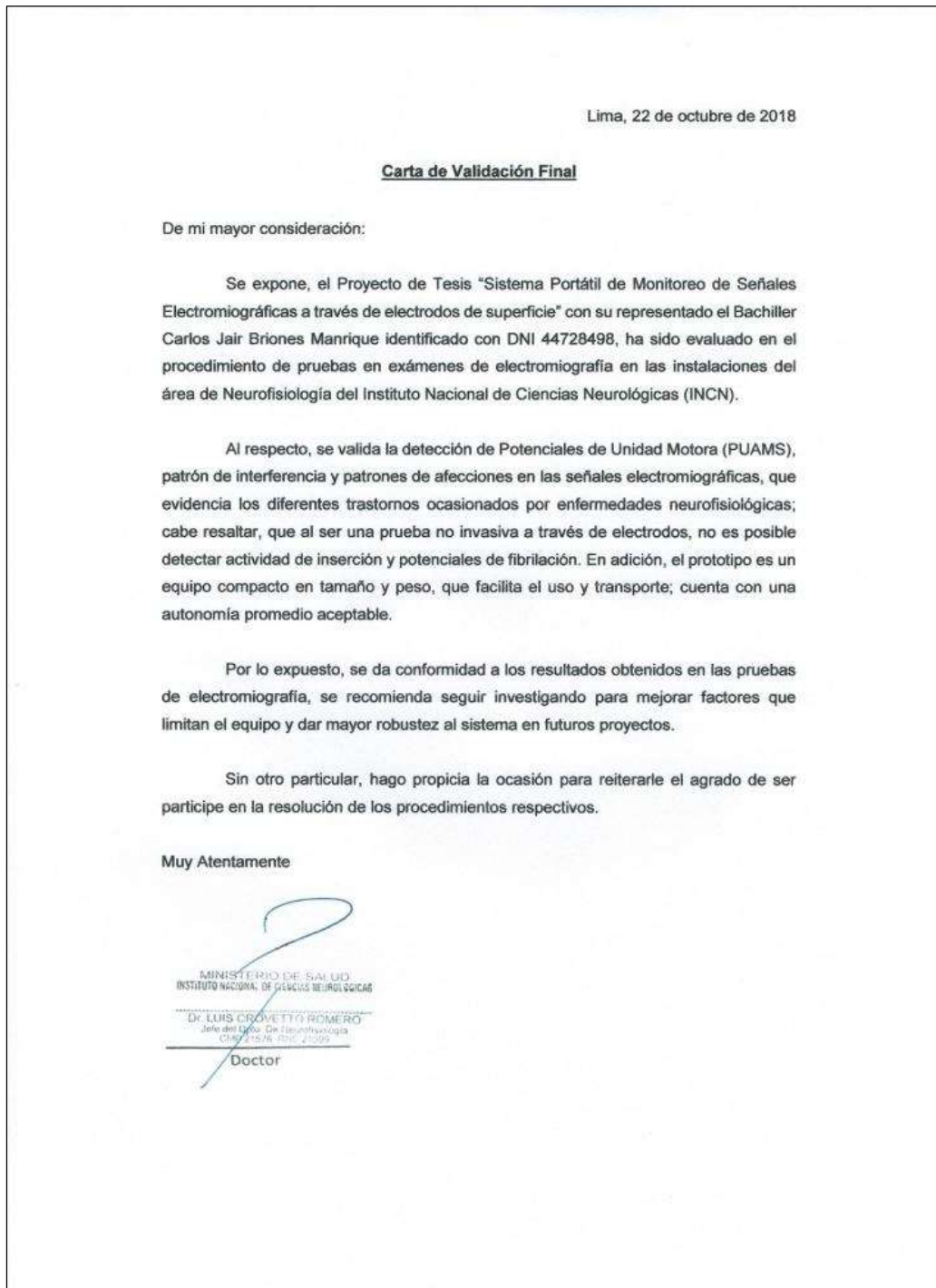


Figura 5.2.45 Carta de Validación Final.

Fuente: Área de Neurofisiología del INCN

5.3 Informe Económico

Se describe a continuación en la Tabla 5.3.1, los dispositivos y materiales utilizados en el desarrollo del proyecto.

Tabla 5.3.1 Materiales y Equipos

Nombre	Descripción	Uso	Cantidad	Costo Unitario (S/.)	Costo Total (S/.)
30F6014	Microcontrolador DSPIC	Digitalización y control de periféricos	1	85	85
INA128	Amplificador	Amplificar señales EMG	6	15	90
TS12864C-5	Pantalla Grafica	Mostrar las señales digitalizadas	1	75	75
Teclado	Teclado Matricial 4x4	Control del proceso	1	10	10
Interface	Interface USB 2.0	Interface con la PC	1	25	25
Modulo Bluetooth	Bluetooth	Transmisión inalámbrica de señales	1	25	25
Resistencias	Elementos Pasivos	Evitar el paso de la corriente	60	0.1	6
Condesadores	Elementos Pasivos	Almacenar voltaje	70	0.3	20
OPams	Amplificadores Operacionales	Amplificar señales	10	1	10
Sensado	Cables sensores de señales	Sensado de Señales electromiográficas	3	50	150
Batería	Batería Recargables	Alimentación del equipo	1	40	40

Electrodos	Electrodos EMG (Paquete de 100 electrodos)	Medio captación y envío de señales	1	30	30
Reguladores Voltaje	Reguladores Voltaje	Conversión de Voltaje	8	3	24
Otros	Varios	Varios	1	60	60
				TOTAL =	S/. 650

En la Tabla 5.3.2, se describe los montos de mano de obra, como fabricación de placas electrónicas y diseño estético del equipo.

Tabla 5.3.2 Mano de obra del producto final

Mano de Obra	Costo (soles)
Fabricación de placas electrónicas	250

Elaboración: El Autor

	450
--	-----

Elaboración: El Autor

En la Tabla 5.3.3, se muestra el gasto total en la cual incurrió el desarrollo e investigación del proyecto.

Tabla 5.3.3 Gasto Total del Proyecto

Materiales	S/.650
Mano de obra	S/.450
Ingeniería/Investigación	S/.1500

GASTO TOTAL	S/.2600
--------------------	---------

Elaboración: El Autor

Después de determinar el gasto total en la elaboración del proyecto se establece un precio de venta de S/.1500 dejando una ganancia de S/.400 por equipo (Tabla 5.3.4).

Tabla 5.3.4 Ganancia total por equipo, bajo la selección del precio de venta.

Precio de Venta	S/.1500 +
Materiales y Mano de obra	+S/.1100 -
GANANCIA TOTAL (por equipo)	S/.400

Elaboración: El Autor

Se realiza una comparación de precios de venta con equipos de los centros médicos investigados y los ofertados en el mercado, se concluye que el equipo desarrollado cuenta con un bajo costo y cumple con el objetivo central como muestra la Tabla 5.3.5

Tabla 5.3.5 Comparación de Precios de Venta de Equipos de Electromiografía

Equipo EMG	Precio Venta	Precio al Cambio (S/.)
MyoTrace 400	€ 7,900	S/. 29,309.00
Neuro EMG Micro	\$ 13,713.82	S/. 45,255.60
Bitmed MedMicro	\$ 980	S/. 3,234.00
CMS6600	\$ 4,620	S/. 15,246.00
Neuropack MEB-9200	\$ 7,200	S/. 23,760.00
SierraWave EMG/NCV/EP	\$ 10,000	S/. 33,000.00
Sistema Portátil (Tesis)	\$ 454.54	S/. 1500

Cambio Euro = 3.71 Soles, Cambio Dólares = 3.30 Soles

Elaboración: El Autor

5.4 Comentarios finales

En este capítulo se proporciona un completo proceso de la validación de los resultados de las señales electromiográficas capturadas, finalmente se adiciona cuadros financieros del gasto del proyecto y ganancia del equipo en el mercado.

CONCLUSIONES

1. Se logró desarrollar un sistema de equipo médico portátil de simple manejo que se unifica con los Software para la pc y sistemas Android, permitiendo a los especialistas o usuarios acceder al proceso de monitoreo de las señales electromiográficas, a un costo por debajo del mercado.
2. Se obtuvo un circuito de adquisición y acondicionamiento para el correcto manejo de las señales electromiográficas, se realizó varias pruebas y ajustes en todas las etapas.
3. Se realizó un software en C#, que permite mostrar en tiempo real las señales electromiográficas en una computadora, la cual se creó el mecanismo de pantalla para visualizar las señales EMG.

4. Se realizó un software en Android que permite mostrar en tiempo real las señales electromiográficas en un Smartphone, para ello se investigó la generación de Apps.

5. Se generó un prototipo de equipo portátil de fácil transporte por su tamaño reducido y peso ligero, se seleccionó el material con menos solidez para reducir el peso.

6. Se logró validar adecuadamente el estudio de las señales electromiográficas con el apoyo de los respectivos especialistas de los centros de Salud del Hospital Loayza y el Instituto Nacional de Ciencias Neurológicas. Para ello se llevó a cabo un proceso de pruebas largo para evidenciar los resultados respectivos.

RECOMENDACIONES

1. Para la adecuada captura de señales electromiográficas se debe tener en consideración la ubicación correcta de los electrodos y el contacto con la piel del paciente.
2. Conocer el funcionamiento y características del sistema de monitoreo de señales electromiográficas para su correcto uso.
3. El Programa en android “**EMG System - EMG Monitoring Software**”, solo se debe vincular y utilizar mediante bluetooth con el equipo de monitoreo “**System EMG**”.
4. Se recomienda realizar estudios para expandir los canales de entrada y contar con una mayor gama de señales EMG.
5. Desarrollar proyecto a futuro, para detectar patrones de movimientos musculares, que permitan accionar prótesis o máquinas robóticas.

FUENTES DE INFORMACIÓN

Bibliográficas

Sedra, A.S y Smith, K.C (1999). Filtros y amplificadores sintonizados. En E. Ramirez (Ed.), *Circuitos Microelectrónica* (4ª ed., pp. 884-948). Oxford University Press. [7]

Sedra, A.S y Smith, K.C (1999). El JFET (*Junction Field-Effect Transistor*). En E. Ramirez (Ed.), *Circuitos Microelectrónica* (4ª ed., pp. 884-948). Oxford University Press. [8]

Tobey, G.E y Graeme, J.G (1971). Filtros Activos. En L. P. Huelsman (Ed.), *Amplificador Operacional, Diseño e implementación*. (1ª ed., pp. 282-326). McGraw-Hill. [12]

Savant, C.J (2000). Filtros Butterworth. En M.S, Roden (Ed.), *Diseño Electrónico. Circuitos y Sistemas*. (3ª ed., pp. 681-714). Prentice-Hall. [13]

Stout, D.F (1976). Low pass and High pass filter. En M, Kaufman (Ed.), *Handbook of Operational Amplifier Circuit Design*. (1ª ed., pp. 10.1-10.12). McGraw-Hill. [14]

Boylestad, R. L (2007). OP-AMP Aplicaciones. En L, Nashelsky (Ed.), *Electronic Devices & Circuit Theory*. (7ª ed., pp. 648-679). Prentice-Hall. [15]

Oppenheim, A.V y Willsky, A.S (1998). Representación de una señal continua mediante sus muestras: El Teorema del muestreo. En S. Hamid Nawab (Ed.), *Señales y Sistemas*. (2ª ed., pp. 514-556). Pearson. [16]

Oppenheim, A.V y Schafer, R.W (2011). Muestreo de señales en tiempo continuo. En M. Martin Romo (Ed.), *Tratamiento de Señales en Tiempo Discreto*. (3ª ed., pp. 152-235). Pearson. [17]

Proakis, J.G y Manolakis, D.G. Muestreo y Reconstrucción de señales. En Prentice Hall (Ed.), *Procesamiento Digital de Señales: Principio, Algoritmos y Aplicaciones*. (3ª ed., pp. 738-775). Prentice Hall. [18]

Van den Enden, W.M y Verhoeckx, N.A.M (1989). *Discrete-Time Signal Processing*. Prentice Hall. [19]

Weiss, L. - Silver, J. K. - Weiss, J. (2004). *Easy EMG: a guide to performing nerve conduction studies and electromyography*. Butterworth-Heinemann Medical. [29]

Preston, D.C (2013). *Electromyography and Neuromuscular Disorders*. Elsevier Saunders. [30]

Electrónicas

El Instituto Nacional de Estadística e Informática (INEI), "Infraestructura del Sector Salud por tipo de establecimiento, según departamento". (2016). [1]
https://www.inei.gob.pe/media/MenuRecursivo/indices_tematicos/libro2_4.xls

Instituto Nacional de Ciencias Neurológicas. Memoria Institucional. (2010). [2]
<http://bvs.minsa.gob.pe/local/minsa/1886.pdf>

El Instituto Nacional de Estadística e Informática (INEI), "Recursos Humanos de Salud - Número de médicos, según departamento, 2010-2016". (2016). [3]
https://www.inei.gob.pe/media/MenuRecursivo/indices_tematicos/libro6_4.xls

Konrad, P. (2006). The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography. v.10, 4-16. [4]
https://hermanwallace.com/download/The_ABC_of_EMG_by_Peter_Konrad.pdf

Fairchild Semiconductor Corporation (2001). Regulador de Voltaje Positivo LM317, Hoja Técnica. [5]
<http://pdf.datasheetcatalog.com/datasheet/fairchild/LM317.pdf>

National Semiconductor (1995). Regulador de Voltaje Negativo LM337, Hoja Técnica. [6]
<http://pdf.datasheetcatalog.net/datasheet/nationalsemiconductor/DS009067.PDF>

ST Microelectronics (2001). Amplificadores operacionales duales Jfet LF353. Hoja Técnica. [9]

http://www.datasheetcatalog.net/es/datasheets_pdf/L/F/3/5/LF353.shtml

Burr-Brown (1995). Amplificador de instrumentación INA128P. Datasheet. [10]

http://www.datasheetcatalog.com/datasheets_pdf/I/N/A/1/INA128P.shtml

Burr-Brown (1995). Distribución Circuital del “*Right-Leg Drive*”. [11]

http://www.datasheetcatalog.net/es/datasheets_pdf/I/N/A/1/INA129P.shtml

IEEE (2012). Red inalámbrica de área personal (WPAN) - IEEE 802.15.1. [20]

<http://standards.ieee.org/develop/wg/WG802.15.html>

Ecured (2011). Lenguaje de Programación CSharp. [21]

https://www.ecured.cu/Lenguaje_de_Programaci%C3%B3n_C_Sharp

Android (2011). Desarrollo de aplicaciones móviles. [22]

https://www.android.com/intl/es_es/security-center/

Android (2011). *Versiones Android*. [23]

<http://www.android.com/history/>

SENIAM (2012). Proyecto de Investigación Europea. [24]

<http://www.seniam.org/>

ISEK (2012). La Sociedad Internacional de Electrofisiología y Kinesiología. [25]

http://isek.bu.edu/publications/standards/emg_standards.html

Rainoldi, A. - Melchiorri, G. - Caruso, I. (2004). A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles. *Neurosci. Methods*. [26]

https://www.researchgate.net/publication/8601408_A_Method_for_Positioning_Electrodes_during_Surface_EMG_Recordings_in_Lower_Limb_Muscles

Devon, R. (2012). Needle Electromyography: Basic Concepts and Patterns of Abnormalities. v. 30, Issue 2. [27]

<https://kundoc.com/pdf-needle-electromyography-basic-concepts-.html>

Barea, R. (2008). Instrumentación Biomédica Tema 5: Electromiografía. Universidad de Alcalá, Dpto, 1-10. [28]
<https://www.scribd.com/document/328034789/Barea-Instrumentacion-Biomedica-Biomedica-Instrumentacion>

DeLuca, C.J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. Journal of Applied Biomechanics, 13(2), 135-163. [31]
<http://myweb.wvu.edu/~chalmers/biomechanics.pdf>

Microsoft (2012). Recursos para Visual C#. [32]
<https://msdn.microsoft.com/es-es/vstudio/hh341490>

IEEE (2011). La tecnología Bluetooth. [33]
<http://www.ieee802.org/15/>

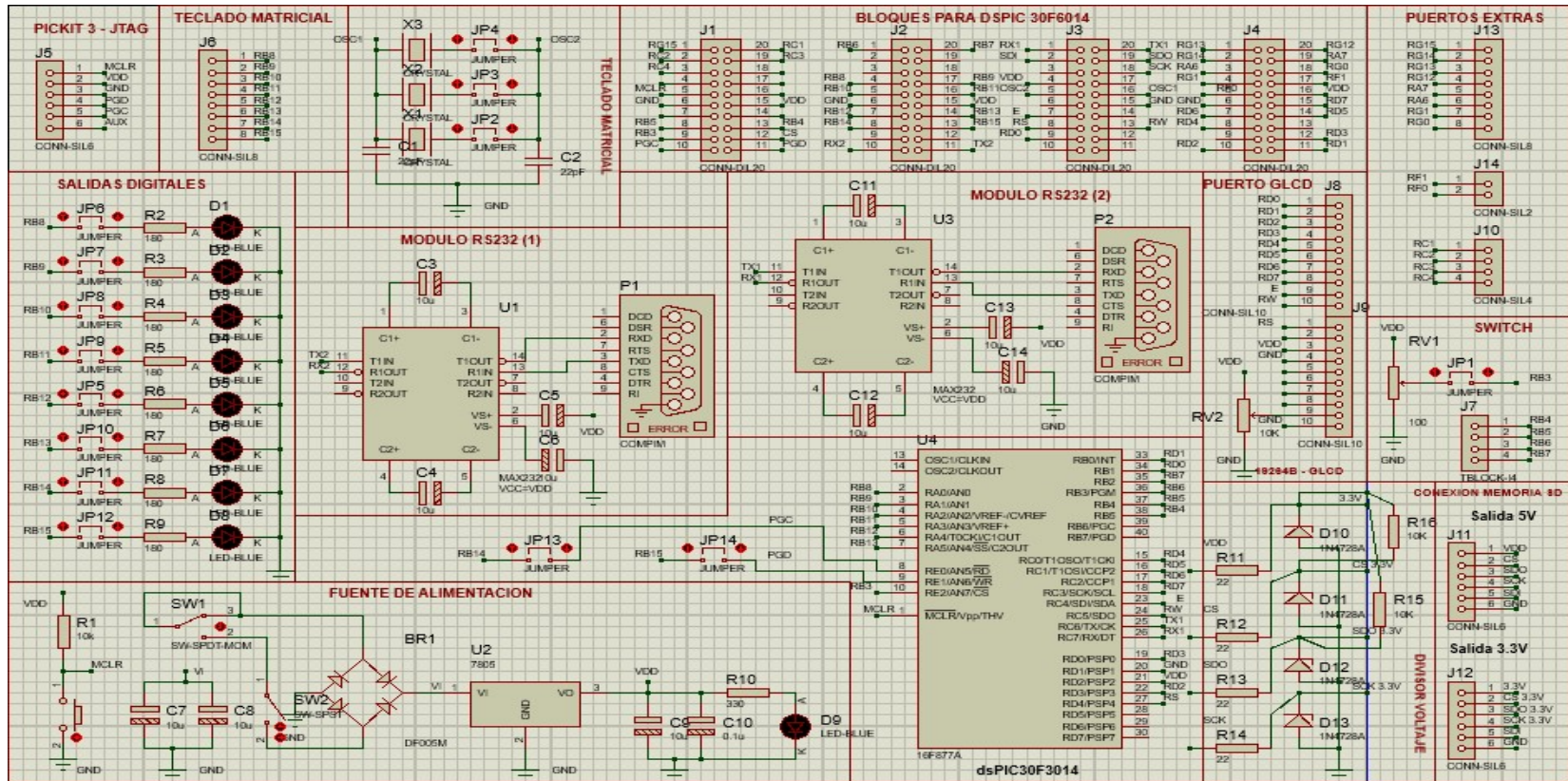
Visual Studio (2012). Compilador Microsoft Visual Studio. [34]
<https://www.visualstudio.com/es-es>

ANEXOS

ANEXO A: PLACA ELECTRÓNICA DEL MÓDULO PRINCIPAL	209
ANEXO B: VISTA DEL EQUIPO	210

ANEXO A

PLACA ELECTRÓNICA DEL MÓDULO PRINCIPAL



Elaboración: El Autor

ANEXO B

VISTA FRONTAL



Elaboración: El Autor

VISTA LATERAL IZQUIERDA



Elaboración: El Autor

VISTA LATERAL DERECHA



Elaboración: El Autor

VISTA TRASERA



Elaboración: El Autor