



ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y
MECÁNICA**

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

**TRABAJO DE TITULACIÓN, PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL
TÍTULO DE INGENIERO MECATRÓNICO**

**TEMA: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO
PARA MEDICIÓN DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS DE
LA ZONA TORÁCICA PARA ESTUDIO DE
COMPORTAMIENTO MUSCULAR**

AUTOR: CALDERÓN PASQUEL, DAVID STALIN

DIRECTOR: ING. ERAZO, ANDRÉS MSc.

SANGOLQUÍ

2017



**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y
MECÁNICA**

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

CERTIFICADO

Certifico que el trabajo de titulación, **“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO PARA MEDICIÓN DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS DE LA ZONA TORÁCICA PARA ESTUDIO DE COMPORTAMIENTO MUSCULAR”** realizado por el señor **CALDERÓN PASQUEL DAVID STALIN**, ha sido revisado en su totalidad y analizado por el software anti-plagio, el mismo cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnico, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, por lo tanto me permito acreditarlo y autorizar al señor **CALDERÓN PASQUEL DAVID STALIN** para que lo sustente públicamente.

Sangolquí, 25 de enero de 2017

Atentamente,

Ing. Andrés Erazo MSc.

Director



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

Yo, **DAVID STALIN CALDERÓN PASQUEL**, con cédula de **identidad No. 171680398-4**, declaro que este trabajo de titulación “**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO PARA MEDICIÓN DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS DE LA ZONA TORÁCICA PARA ESTUDIO DE COMPORTAMIENTO MUSCULAR**” ha sido desarrollado considerando los métodos de investigación existentes, así como también se ha respetado los derechos intelectuales de terceros considerándose en la citas bibliográficas.

Consecuentemente declaro que este trabajo es de mi autoría, en virtud de ello me declaro responsable del contenido, veracidad y alcance de la investigación mencionada.

Sangolquí, 25 de enero de 2017

David Stalin Calderón Pasquel

C.C. 171680398-4



**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y
MECÁNICA**

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

AUTORIZACIÓN DE PUBLICACIÓN

Yo, DAVID STALIN CALDERÓN PASQUEL, autorizo a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar en la biblioteca Virtual de la institución el presente trabajo de titulación “DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO PARA MEDICIÓN DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS DE LA ZONA TORÁCICA PARA ESTUDIO DE COMPORTAMIENTO MUSCULAR” cuyo contenido, ideas y criterios son de mi autoría y responsabilidad.

Sangolquí, 25 de enero de 2017

David Stalin Calderón Pasquel

C.C. 171680398-4

DEDICATORIA

A mis padres, Mario y Soraya quienes con su amor y sabiduría me han guiado a lo largo de mi vida y han sido mi apoyo incondicional, a mi hermana con quien he compartido tantos momentos que se quedan grabados en mi memoria. Estoy seguro que sienten junto a mí la inmensa alegría de este logro.

A mi familia y amigos que han recorrido el camino junto a mí y con quienes puedo contar incondicionalmente en cada momento. Espero que este solamente sea el inicio de muchas metas que espero conseguir y disfrutar junto a ustedes.

AGRADECIMIENTOS

Primero agradecer a Dios por la sabiduría que ha derramado sobre mí desde el inicio de mis días, pues de ella brotan buenos frutos y es aún más valiosa que el oro.

A toda mi familia, quienes han sido mi soporte y mi fuente inagotable de enseñanzas y alegrías, espero no defraudarlos y poderles entregar muchas más satisfacciones.

Al Ing. Andrés Erazo tutor del presente proyecto de investigación y a los docentes miembros del grupo de investigación del cual forma parte este trabajo; su guía, su forma de pensar y enseñanzas estoy seguro le traerán éxitos a nuestra querida institución.

A la Universidad, que a lo largo de mis años como estudiante me ha proporcionado las herramientas que me permitirán tener éxito en el camino que me queda por recorrer. Tanto las buenas y malas enseñanzas han hecho que en mí se forme un criterio y discernimiento que estoy seguro me hará un buen profesional.

“La vida es y siempre seguirá siendo una ecuación incapaz de resolver, pero tiene ciertos factores que conocemos”. – Nikola Tesla

ÍNDICE DE CONTENIDOS

CERTIFICADO.....	ii
AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD	iii
AUTORIZACIÓN DE PUBLICACIÓN.....	iv
DEDICATORIA	v
AGRADECIMIENTOS.....	vi
ÍNDICE DE TABLAS	xii
ÍNDICE DE FIGURAS.....	xiii
RESUMEN	xviii
ABSTRACT.....	xix
CAPÍTULO I.....	1
ASPECTOS GENERALES	1
1.1.Antecedentes	1
1.2.Justificación e importancia.....	2
1.3.Objetivos	3
1.3.1.Objetivo general.....	3
1.3.2.Objetivos específicos	3
1.4.Alcance	3
CAPÍTULO II.....	5
MARCO TEÓRICO	5
2.1.Biomédica	5
2.2.Señales Bioeléctricas.....	6
2.3.Señales electromiográficas (EMG)	8
2.3.1.Definición	8
2.3.2.Fibras musculares.....	10

2.3.3.Contracciones musculares.....	12
2.3.3.1.Isotónica.....	12
2.3.3.2.Isométrica	13
2.3.3.3.Auxotónica	14
2.3.3.4.Isocinética	14
2.3.4.Características de las EMG	14
2.4.Medición de señales EMG	15
2.4.1.Medidas bipotenciales	15
2.4.2.Electrodos bipotenciales superficiales	16
2.5.Consideraciones para medición de EMG superficial.....	18
2.5.1.Forma del electrodo	19
2.5.2.Tamaño del electrodo	20
2.5.3.Separación entre electrodos	20
2.5.4.Preparación de la piel	20
2.5.5.Ubicación de los sensores	21
2.5.6.Cables	21
2.6.Dispositivos electrónicos.....	22
2.6.1.Amplificador operacional.....	22
2.6.2.Amplificador diferencial	25
2.6.3.Amplificador de instrumentación	27
2.7.Filtrado de señales.....	27
2.7.1.Consideraciones de ruido en EMG superficiales	28
2.7.2.Filtrar señales electromiográficas	29
2.7.3.Filtro	30
2.7.4.Modelo adaptativo.....	31

2.7.5.Filtro adaptativo	32
2.7.6.Cancelador de ruido.....	32
2.7.7.Algoritmo de mínimos cuadrados (LMS).....	33
CAPÍTULO III.....	36
DISEÑO DEL HARDWARE DEL PROTOTIPO	36
3.1.Descripción del prototipo	36
3.2.Diagrama de bloques del prototipo	37
3.3.Electrodos	37
3.4.Circuito de acondicionamiento de señal	39
3.4.1.Circuito Amplificador INA128	39
3.4.2.Circuito de offset	41
3.4.3.Circuito de amplificación final y offset	43
3.5.Tarjeta de microcontrolador	46
3.6.Módulo Bluetooth	49
3.7.PCB del circuito	49
3.8.Cajas de las placas de circuito.....	54
3.9.Montaje final de la prenda.....	56
CAPÍTULO IV.....	59
DISEÑO DEL SOFTWARE DEL PROTOTIPO	59
4.1.Descripción del software del prototipo	59
4.2.Diagrama de bloques del software.....	60
4.3.Lectura de señales.....	60
4.4.Comunicación y transmisión Bluetooth	61
4.5.Recepción de la señal.....	62
4.6.Etapa de filtrado.....	62

4.7. Visualización de señales.....	65
4.8. Interfaz gráfica de usuario (GUI).....	65
4.9. Simulación en V-REP	69
CAPÍTULO V.....	73
PRUEBAS Y RESULTADOS	73
5.1. Descripción de las pruebas.....	73
5.2. Ubicación de electrodos.....	73
5.2.1. Pectoral mayor (clavicular y esternal)	73
5.2.2. Trapecio superior	74
5.1.1. Dorsal	75
5.2. Protocolo para medición de señales EMG	75
5.3. Rutina de ejercicios.....	77
5.3.1. Pectoral mayor (zona clavicular y esternal)	77
5.3.2. Trapecio superior	78
5.3.3. Músculo dorsal.....	79
5.4. Pruebas generales de funcionamiento.....	80
5.4.1. Respuesta del algoritmo LMS	83
5.5. Resultado de señales EMG con ejercicios.....	86
5.5.1. Crossover abajo hacia arriba	87
5.5.2. Press minero.....	90
5.5.3. Crossover normal.....	93
5.5.4. Encogimiento de hombros	96
5.5.5. Levantamiento lateral.....	99
5.5.6. Remo sentado.....	102
5.5.7. Polea al pecho	104

5.6.Variación de parámetros en supresión de picos	107
5.7.Resultados de simulación con V-REP	109
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	112
6.1.Conclusiones	112
6.2.Recomendaciones	113
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	116
ANEXOS	120

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Características de tipos de fibras	11
Tabla 2. Parámetros típicos e ideales de los amplificadores	23
Tabla 3. Especificaciones técnicas.....	48
Tabla 4. Porcentaje de intentos exitosos para simulación en V-REP	111

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Campos de acción de la Biomédica.....	6
Figura 2 Potencial de acción en la membrana celular	7
Figura 3 Generación de EMG	9
Figura 4 Estructura del músculo	10
Figura 5 Tipos de contracciones musculares.....	12
Figura 6 Contracciones isotónica e isométricas.....	13
Figura 7 Electromiografía Superficial	15
Figura 8 Ejemplos de electrodos para EMG superficiales	17
Figura 9 Electrodo de nanocables de plata.....	18
Figura 10 Electrodo Flexibles.....	18
Figura 11 Diagrama de bloques de un instrumento EMG superficiales	19
Figura 12 Ubicación de electrodos longitudinalmente.....	21
Figura 13 Amplificador operacional y su símbolo.....	22
Figura 14 Aplicaciones de los amplificadores operacionales	24
Figura 15 Analogía del amplificador diferencial	26
Figura 16 Amplificador diferencial y símbolo	27
Figura 17 Modelo general adaptativo.....	31
Figura 18 Cancelador de ruido.....	33
Figura 19 Diagrama de bloques del prototipo	37
Figura 20 Electrodo de acero inoxidable.....	38
Figura 21 Electrodo de Florida Research Instruments.....	38
Figura 22 Conexiones básicas del INA128	40
Figura 23 Circuito de pierna derecha.....	41
Figura 24 Circuito de acoplamiento AC	42

Figura 25 Amplificador sumador no inversor	43
Figura 26 Disposición de pines de Teensy 3.2	47
Figura 27 Módulo Bluetooth HC-05.....	49
Figura 28 Dimensiones placa músculo pectoral.....	50
Figura 29 Placa músculo pectoral.....	50
Figura 30 Dimensiones placa músculo trapecio.....	51
Figura 31 Placa músculo trapecio.....	52
Figura 32 Dimensiones placa de control.....	52
Figura 33 Placa de control	53
Figura 34 Placas EMG armadas	54
Figura 35 Caja para placa trasera.....	55
Figura 36 Caja para placa frontal.....	55
Figura 37 Caja para placa de control	56
Figura 38 Parte delantera del chaleco	57
Figura 39 Parte posterior del chaleco	58
Figura 40 Chaleco durante período de pruebas	58
Figura 41 Diagrama de bloques del software	60
Figura 42 Código para lectura de señales	61
Figura 43 Puerto serial Bluetooth.....	61
Figura 44 Configuración de Bluetooth en Matlab.....	62
Figura 45 Lectura y asignación de variables.....	62
Figura 46 Bloque de algoritmo LMS.....	63
Figura 47 Algoritmo de spike clipping	64
Figura 48 Definición filtro pasa banda.....	64
Figura 49 Aplicación del filtro a las señales	65

Figura 50 Método para graficar señales	65
Figura 51 Ventana principal GUI.....	66
Figura 52 Ventana de adquisición.....	67
Figura 53 Funcionamiento de conexión Bluetooth	67
Figura 54 Error de conexión Bluetooth	68
Figura 55 Función Graficar de GUI	68
Figura 56 Señales completas.....	69
Figura 57 Entorno de desarrollo en V-REP.....	70
Figura 58 Extracto de script Baxter.....	71
Figura 59 Definición de objeto V-REP	71
Figura 60 Código para envío de cadenas a V-REP	72
Figura 61 Ubicación de electrodos en pectoral mayor	74
Figura 62 Ubicación de electros en trapecio superior	74
Figura 63 Ubicación de electrodos en músculo dorsal.....	75
Figura 64 Crossover con cable	77
Figura 65 Press de minero.....	77
Figura 66 Vuelo crossover con cables	78
Figura 67 Encogimiento de hombro con mancuernas.....	78
Figura 68 Levantamiento lateral de mancuernas	79
Figura 69 Remo sentado	79
Figura 70 Polea al pecho	80
Figura 71 Señales crudas del sistema	81
Figura 72 Presencia de ECG	82
Figura 73 Señales sin contracción	84
Figura 74 Densidad espectral de señales sin contracción	84

Figura 75 Señal sin contracción pectoral alto izquierdo.....	85
Figura 76 Densidad espectral de la señal pectoral alto	86
Figura 77 Señales crossover LTH lado izquierdo	87
Figura 78 Señales crossover LTH lado derecho	88
Figura 79 Comparación de señales ejercicio 1 en pectoral alto.....	89
Figura 80 Comparación señales ejercicio 1 pectoral medio.....	90
Figura 81 Señales press minero lado izquierdo	91
Figura 82 Señales press minero lado derecho	92
Figura 83 Comparación ejercicio 2 en pectoral alto	93
Figura 84 Señales crossover lado izquierdo	94
Figura 85 Señales crossover lado derecho.....	95
Figura 86 Comparación de señales ejercicio 3 pectoral medio.....	96
Figura 87 Señales encogimiento lado izquierdo	97
Figura 88 Señales encogimiento lado derecho	98
Figura 89. Señales izquierda y derecha para ejercicio 4	99
Figura 90 Señales para ejercicio 5 lado izquierdo	100
Figura 91 Señales para ejercicio 5 lado derecho	101
Figura 92 Señales para ejercicio 6 lado izquierdo	102
Figura 93 Señales para ejercicio 6 lado derecho	103
Figura 94 Comparación de amplitud de señales en músculo dorsal.....	104
Figura 95 Señales para ejercicio 7 lado izquierdo	105
Figura 96 Señales para ejercicio 7 lado derecho	106
Figura 97 Comparación de amplitud en dorsal izquierdo y derecho.	107
Figura 98 Señales con algoritmo en valores iniciales.	108
Figura 99 Densidad espectral de porción de contracción	108

Figura 100 Señales con algoritmo en valores modificados.....	109
Figura 101 Densidad espectral del extracto de señal con valores modificados.....	109
Figura 102 Pruebas de simulación.....	110

RESUMEN

El presente proyecto consiste en el diseño e implementación de un prototipo para captar señales electromiográficas superficiales. Dichas señales provienen de los músculos situados sobre el torso del ser humano. Para captar las señales se usan electrodos secos de acero inoxidable que se ubican en posiciones específicas a lo largo de una prenda de vestir (chaleco) y que permiten adquirir las señales del pectoral mayor, trapecios altos y músculos dorsales tanto del lado derecho como izquierdo del sujeto mientras se realizan ejercicios. El circuito permite captar las señales y acondicionarlas para su digitalización y envío al computador, donde se hace uso de algoritmos de filtrado que permiten tener un funcionamiento en tiempo real; a la vez que se reducen los efectos de interferencias siendo la más notoria la correspondiente al ECG. Las señales captadas por los ocho canales EMG se despliegan simultáneamente en una interfaz gráfica. La segunda parte de la aplicación busca controlar los movimientos de un manipulador en una simulación desarrollada en software V-REP. Dichos movimientos son activados cuando una contracción proveniente de un músculo en específico se identifica. Dentro de la simulación el manipulador replica el movimiento realizado por el sujeto haciendo uso de posiciones previamente definidas para sus articulaciones.

PALABRAS CLAVE:

- **ELECTROMIOGRAFÍA SUPERFICIAL**
- **TIEMPO REAL**
- **CHALECO**
- **SEÑALES MUSCULARES**
- **SUPRESIÓN DE PICOS**

ABSTRACT

The following project consists on the design and implementation of a prototype capable of sensing surface electromyographic signals. These signals come from muscles located on the torso of the subject. To obtain the signals dry stainless steel electrodes have been used and positioned on a piece of clothing (vest). They allow to register signals from the pectoralis major, upper trapezius and latissimus dorsi muscles on both sides of the body. The circuit helps reading the signals and conditioning them, before they are digitalized and sent to the computer where filtering algorithms that guarantee a real time implementation are used. At the same time these algorithms reduce the effects of interferences such as ECG. The signals coming from the eight channels are displayed simultaneously on a graphic user interface. The second part of the project aims to control the movements of a manipulator in a simulation developed on a software called V-REP. The aforementioned movements are activated when contractions coming from specific muscles are identified. Inside the simulation the manipulator replicates the movement using coordinate positions for its joints that have been defined previously.

KEY WORDS:

- **SURFACE ELECTROMYOGRAPHY**
- **REAL TIME**
- **VEST**
- **MUSCLE SIGNALS**
- **SPIKE CLIPPING**

CAPÍTULO I

ASPECTOS GENERALES

1.1. Antecedentes

Dentro de los planes de investigación de la Universidad de las Fuerzas Armadas-ESPE se cuenta con directrices que sirven para guiar los procesos académicos; estas directrices denominadas como líneas de investigación vienen a ser los ordenadores de las actividades científicas que buscan contribuir al desarrollo sustentable del país. Específicamente dentro de la categoría de automática y control hay el apartado para la Bioelectrónica, que es un campo de estudio que requiere de la sinergia de diversas disciplinas de ingeniería para concebir dispositivos y equipos que satisfagan necesidades diversas. Con dichas directrices se busca que los alumnos formados dentro de la institución centren sus esfuerzos al fortalecimiento de la investigación en dichas ramas con proyectos que permitan generar herramientas tecnológicas que sean aplicables al campo industrial, medicina, social y de enseñanza a nivel superior.

Para el presente proyecto se propone el uso de señales electromiográficas superficiales con el fin de estudiar el comportamiento y caracterización de señales eléctricas producidas por tejido muscular vinculadas a actividades dentro de condiciones controladas. La electromiografía superficial (Surface Electromyography, EMG SUPERFICIALES) es una técnica no invasiva que permite medir la actividad eléctrica muscular durante los ciclos de contracción y relajación de los músculos. Esta disciplina de estudio ha sido usada para aplicaciones como rehabilitación física (terapia física, fisioterapia, cinesiterapia, quiropráctica y ortopedia), urología (tratamiento de incontinencia), biomecánica (entrenamiento deportivo, análisis de movimiento, investigación) y ergonomía (estudios en lugar de trabajo, análisis de riesgo laboral, diseño de productos) (Florimond, 2009)

Es importante reconocer el amplio campo de aplicación que se puede explorar con el estudio de este tipo de señales teniendo en cuenta además la complejidad de entender el funcionamiento de los músculos del cuerpo humano. El uso de esta técnica de electromiografía superficial permite que el investigador pueda recabar información sobre la energía del músculo en reposo y también a lo largo del movimiento (Criswell, 2010). Dichos parámetros ya en la práctica permiten realizar un estudio más profundo de estas interacciones entre músculos dependiendo de la zona de medición, de la dolencia física o aplicación de ingeniería que se busca alcanzar con la utilización de esta técnica.

1.2. Justificación e importancia

La Bioelectrónica vinculada al estudio de interacciones con el cuerpo humano ha estado presente en la ingeniería ya por algunos años. La necesidad y la importancia de su estudio radican en el análisis y mejoramiento constante del diseño de aplicaciones que permitan solucionar diferentes problemas relacionados con manejo de dispositivos y estudios relacionados al comportamiento del cuerpo humano.

Si bien este campo de estudio cuenta con un vasto bagaje de información a la fecha, la investigación no ha mermado, pues la búsqueda de nuevos modelos y métodos de procesamiento para señales se vuelve necesario para contar con equipos y prototipos con mayor exactitud y mejores resultados. Dichos avances siguen siendo base para el análisis y comparación en vistas a generar nueva información contando con la tecnología que se tiene en la actualidad.

El proyecto que se propone en el presente documento busca convertirse en una plataforma inicial para futuras investigaciones y aplicaciones dentro de la institución, la misma que entre sus líneas de investigación tiene siempre el objetivo de innovar y contar con proyectos que permitan a sus estudiante desarrollar sus habilidades y aplicar el conocimiento adquirido a lo largo de su formación universitaria.

El diseño y análisis del prototipo para medir variables de electromiografía integra diversas disciplinas de la ingeniería inherentes a la carrera de Mecatrónica. Se busca con la realización del proyecto dar un paso hacia la investigación de este campo dentro de la institución generando además el interés de los estudiantes en el campo de la biomecánica.

1.3. Objetivos

1.3.1. Objetivo general

Diseñar un prototipo ergonómico para la zona torácica que permita medir señales de tipo EMG para el estudio del comportamiento muscular en condiciones controladas.

1.3.2. Objetivos específicos

- Diseñar la estructura y partes de un prototipo ergonómico para la zona torácica capaz de albergar componentes e instrumentos electrónicos necesarios para la medición de señales musculares.
- Aplicar métodos de procesamiento de señales EMG para reducir o eliminar interferencia de otras señales corporales o de ambiente.
- Controlar y generar el proceso de adquisición de datos para los instrumentos que se localicen dentro del prototipo.
- Generar una simulación de movimientos predefinidos de un manipulador controlados a partir de las señales producidas por el sujeto y adquiridas mediante el sistema EMG.

1.4. Alcance

Se plantea diseñar y construir un prototipo de un dispositivo ergonómico que pueda ser acoplado al sujeto con el fin de realizar mediciones de señales de actividad muscular (EMG SUPERFICIALES); esto en las zonas de espalda y pecho. Dichas zonas están cercanas al corazón y esto dificulta la lectura y procesamiento de las señales EMG debido a la interferencia que se genera.

Para esto, se requiere contar con electrodos para medir las señales EMG en las posiciones adecuadas con el fin de poder tomar medidas de actividad

muscular aislándolas del movimiento del sujeto y de las interferencias con otras señales corporales. Por lo tanto, es importante contar con un diseño apropiado y ergonómico que permita mantener la ubicación correcta en todo momento de los instrumentos sobre el cuerpo del sujeto. Esto implica contar con materiales adecuados y un diseño del dispositivo que permita albergar el componente electrónico del proyecto, manteniendo una sensación de comodidad y facilidad de uso del prototipo.

Al concentrar los esfuerzos en contar con un prototipo que tenga cierto grado de ergonomía, la parte mecánica se orientará a definir el diseño óptimo que permita albergar los componentes que forman parte del dispositivo. El diseño electrónico apunta a obtener la distribución óptima de componentes y etapas que permitan la adquisición de las señales EMG superficiales del sujeto; que posteriormente serán procesadas y desplegadas para su estudio y análisis como fin fundamental del presente proyecto.

CAPÍTULO II

MARCO TEÓRICO

2.1. Biomédica

La ingeniería como una rama profesional concentra sus esfuerzos a solucionar y satisfacer necesidades. Al contar con diversas ramas de especialización y acción, la Biomédica busca aplicar ventajas del trabajo interdisciplinario a resolver temáticas relacionadas con la medicina. La mayoría de los problemas y necesidades del campo de la salud resultan interesantes para la ingeniería, esto debido a que con la tecnología actual se pueden concebir mejores diseños y análisis de dispositivos y sistemas para alcanzar aplicaciones prácticas completamente funcionales y útiles para esta rama.

Muchos de los avances de la medicina van de la mano con el avance de la tecnología y el diseño de nuevos instrumentos y equipos que buscan dar respuestas y resultados favorables a problemáticas relacionadas con la salud. Es así que la ingeniería puede ocuparse de los diseños de sistemas de información hospitalaria hasta llegar con la Biomédica al diseño de nuevos dispositivos simples y pequeños para poder monitorear las diversas señales y fenómenos fisiológicos (Enderle & Bronzino, 2012).

La amplitud de actividades dentro de la Biomédica es muy significativa y actualmente ya no solo se centra en el desarrollo de equipo médico hospitalario. Sus esfuerzos y conocimientos han permitido que se pueda explorar nuevas temáticas como la detección de señales fisiológicas, el diseño de dispositivos que ayuden en rehabilitación, análisis computarizado de datos clínicos, búsqueda de nuevos materiales para implantes y órganos artificiales, diseño de sistemas de control para suministro de medicamentos entre otras. Como se puede constatar, esta disciplina contenida en la ingeniería ha estado en constante actividad y desarrollo, siempre concentrada a dar la mejor y más rápida respuesta trabajando de la mano con los avances de la medicina. En

la Figura 1 se puede identificar de mejor manera algunas de las actividades que la Biomédica engloba.

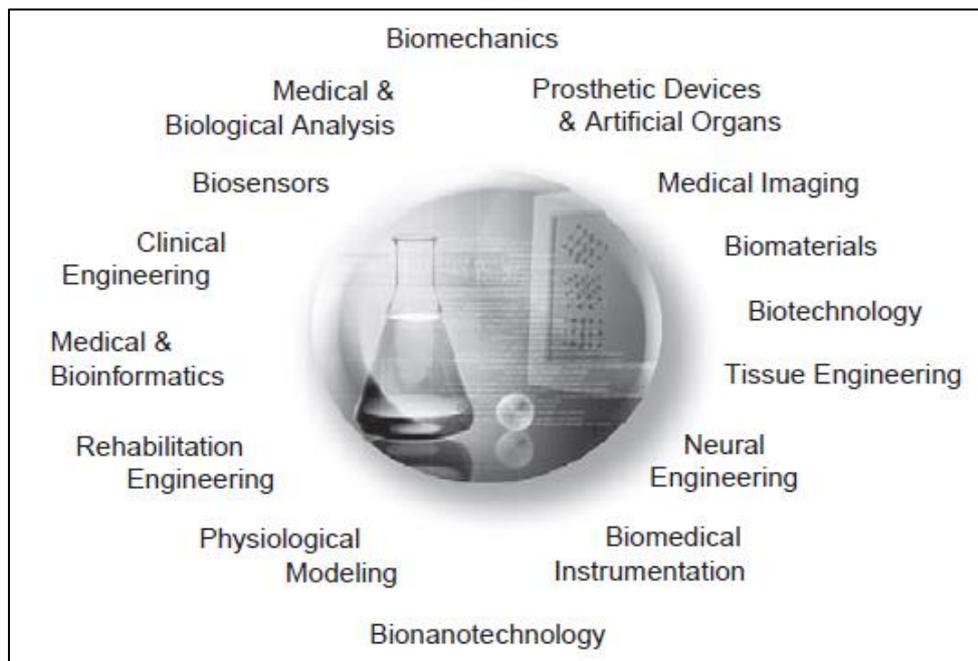


Figura 1. Campos de acción de la Biomédica

Fuente: (Enderle & Bronzino, 2012)

2.2. Señales Bioeléctricas

Antes de analizar las señales EMG superficiales de este proyecto, es importante conocer que las mismas son un tipo de señal bioeléctrica; para ello, es vital definir qué se considera como una señal bioeléctrica. Como de su nombre se puede suponer, las señales bioeléctricas son propias de los sistemas biológicos; es decir de los seres vivos. En nuestro caso son provenientes del cuerpo humano, producidas por el movimiento de iones en disolución (portan la carga en fluidos orgánicos), esto se manifiesta principalmente en el Na^+ , K^+ y Cl^- . El desplazamiento se produce por las diferencias de concentración de fluidos orgánicos que son: el líquido extracelular, el intersticial y el intracelular (Álvarez Osorio, 2007).

El proceso que da origen a las señales bioeléctricas se da a nivel celular, y ese desplazamiento de iones origina un potencial que puede ser medido en la superficie del tejido. Al encontrarse dentro de fluidos orgánicos, se genera

un proceso electroquímico que produce cambios entre células del tejido de estudio. Para que se de lugar a estas señales es necesario contar con un estímulo a nivel celular. Si se presenta el caso de un estímulo y este estímulo es lo suficientemente fuerte para pasar el umbral, entonces la célula muscular o nerviosa, dependiendo el caso, genera un potencial de acción (Enderle & Bronzino, 2012).

El potencial de acción producto de ese estímulo genera en cada célula un breve flujo de iones a través de su membrana. Estos potenciales pueden ser transmitidos de una célula hacia las adyacentes, y ese movimiento crea un campo eléctrico que se propaga por el tejido biológico. Por consiguiente, cuando existe dicho estímulo (corto y de alta intensidad o viceversa) en la membrana celular, si se llega al umbral de disparo entonces se da el proceso descrito en detalle con la Figura 2.

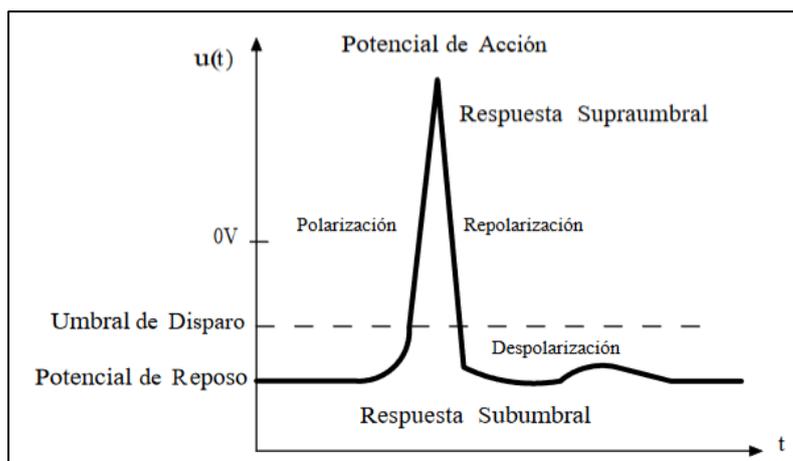


Figura 2 Potencial de acción en la membrana celular

Fuente: (Álvarez Osorio, 2007)

El proceso mostrado en la Figura 2 se repite en las células a lo largo del tejido y da origen a los cambios electroquímicos que luego pueden ser medidos con la ayuda de electrodos para poder adquirir las señales bioeléctricas. Dentro de los tipos más comunes de señales bioeléctricas se tiene los electroencefalogramas (EEG), electrocardiogramas (ECG), electrogastogramas (EGG) y los electromiogramas (EMG); los últimos los cuales son las señales objeto de estudio del presente proyecto.

2.3. Señales electromiográficas (EMG)

2.3.1. Definición

Del grupo de señales consideradas como bioeléctricas se han seleccionado para el presente proyecto aquellas que son producidas en el tejido muscular. En relación a lo expuesto en el apartado anterior, es necesario contar con un estímulo que genere actividad en el tejido del músculo. Este estímulo se manifiesta con una contracción y a lo largo de su duración hasta llegar nuevamente hasta la relajación, es posible realizar las mediciones y presentar la actividad del músculo.

Partiendo de esta explicación, la electromiografía se puede definir como el proceso que engloba la adquisición, registro y estudio de las señales bioeléctricas de origen muscular, haciendo uso de electrodos para obtener información esencial con el objetivo de comprender la fisiología y activación del tejido. Sobre lo que se obtiene por parte de la electromiografía se puede añadir que con esta información es posible diagnosticar problemas como alteraciones funcionales a nivel nervioso y patologías musculares. Esto debido a que la electromiografía permite ver y cuantificar la fuerza y energía muscular así como la duración de los comandos motores. (Meneses & Toloza, 2005).

Entonces, las señales EMG son capaces de aportar con información para diagnóstico y análisis de actividad muscular que en el pasado solo se podía inferir por medio de técnicas como palpado y mera inspección visual. Resulta importante entonces tener un alto grado de comprensión de todo el proceso tanto fisiológico como técnico que permite obtener estas señales con fines investigativos, médicos y de control de dispositivos. El manejo de este tipo de señales abarca una considerable cantidad de temáticas y variables que hacen posible la comprensión y obtención de datos que posteriormente son usados en las diversas aplicaciones que permite la Biomédica.

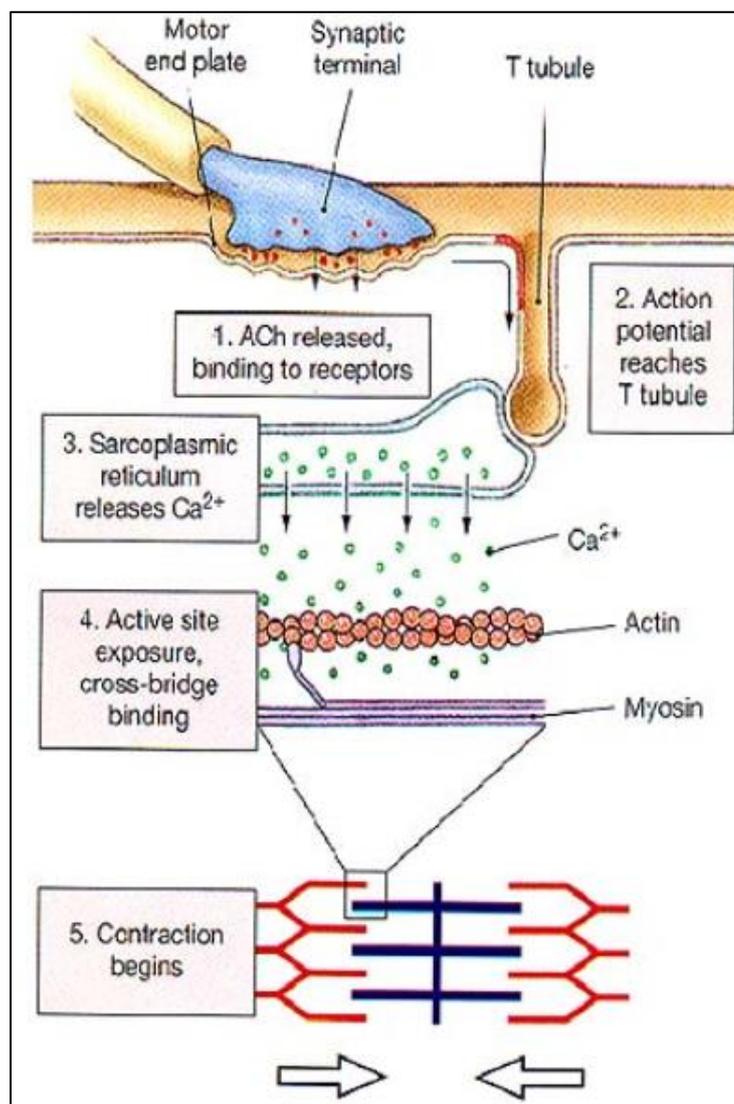


Figura 3 Generación de EMG

Fuente: (BME 366 Lab, Northwestern University)

En la Figura 3 se describe de manera gráfica el proceso mediante el cual se da origen a la EMG. Todo comienza cuando un potencial de acción llega hacia la unidad motora. A su llegada causa la liberación de acetilcolina que es la sustancia que actúa en la transmisión de impulsos nerviosos; lo cual causa una despolarización (potencial de acción) que viaja desde la superficie y a su vez hace que exista una liberación Ca^{++} que posteriormente produce el desplazamiento de los filamentos de actina, para que finalmente el sarcómero del músculo se contraiga.

2.3.2. Fibras musculares

Para tener una clara idea de cómo funcionan los músculos es importante partir desde un nivel de estudio más preciso, para ello se estudian los componentes del tejido muscular. Las fibras musculares son los componentes que dependiendo de su ubicación, disposición, cantidad y dirección de inserción, le dan al músculo las características de contracción y movimiento.

La investigación ha logrado comprobar que los músculos son estructuras mucho más complejas y diversas de lo que se creía; el músculo no es solamente una gran masa, al contrario está formado por compartimientos que siguen una misma dirección. Estos compartimientos contienen las fibras que a su vez pueden estar agrupadas en compartimientos más pequeños separados por un tabique de tejido conductivo que mantiene las células musculares juntas (Criswell, 2010). Esta estructura de las fibras se presenta mediante la Figura 4.

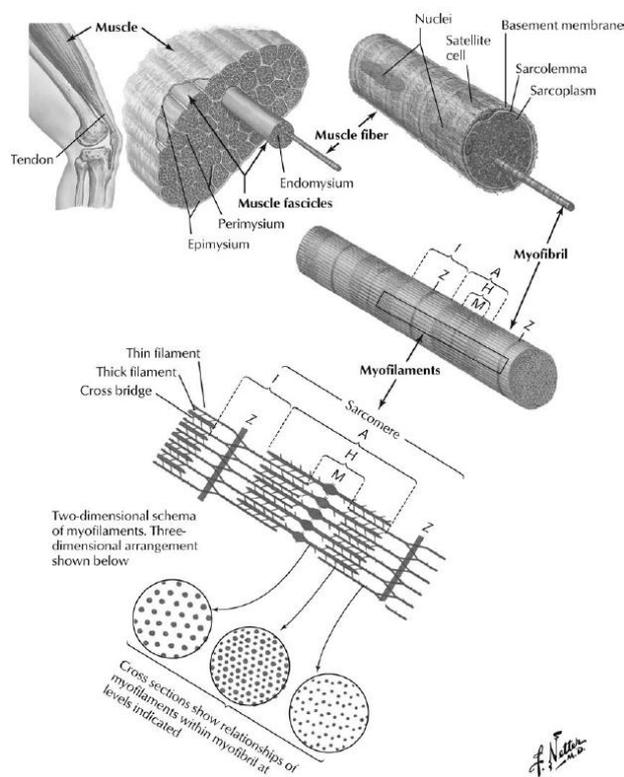


Figura 4 Estructura del músculo

Fuente: (Criswell, 2010)

Dentro del estudio de fibras se ha llegado a una clasificación de los tipos que existen. El músculo esquelético está formado por dos tipos principales de fibras: Fibras de contracción lenta (tipo I) y de contracción rápida (tipo II). Las de tipo II se dividen en dos grupos: IIa y IIb (Florimond, 2009). Las fibras de tipo I son las que se activan de manera lenta y producen energía usando el metabolismo aeróbico. Este tipo de fibras pueden trabajar por largos períodos de tiempo, es decir son resistentes a la fatiga. Las de tipo IIa pueden hacer uso del metabolismo tanto aeróbico como anaeróbico para producir energía. Se activan más rápido que las de tipo I y su tiempo de trabajo es mucho menor pues sufren de fatiga más rápido. Finalmente las de tipo IIb son las más rápidas de las tres y hacen uso del metabolismo íntegramente anaeróbico para producir energía y contracciones rápidas. Sin embargo, solo pueden trabajar por pocos minutos. La Tabla 1 muestra un cuadro comparativo sobre las características previamente expuestas.

Tabla 1.

Características de tipos de fibras

Características/ tipo de fibra	Tipo I	Tipo IIa	Tipo IIb
Resistencia a fatiga	Alta	Media	Baja
Diámetro	Pequeño	Medio	Grande
Velocidad de contracción	Lenta	Rápida	Rápida
Metabolismo	Aeróbico	Aeróbico	Anaeróbico
Cantidad de mitocondrias	Alta	Alta	Alta
Tipo de contracción	Lenta	Rápida	Rápida
Fuerza desarrollada	Baja	Media	Alta

Fuente: (Labandeira, 2013)

2.3.3. Contracciones musculares

El proceso que permite que exista la actividad electroquímica en las células viene dado por las contracciones musculares (estímulo), acción del tejido que permite observar el comportamiento del músculo en estudio durante su activación. Una contracción muscular es entonces el proceso fisiológico en que las estructuras de músculo se estiran, se acortan o mantienen su longitud produciendo una fuerza motora. Los músculos y sus fibras al estar dispuestos de diversas maneras en nuestro cuerpo pueden presentar varios tipos de contracciones. La siguiente figura presenta una breve clasificación de los tipos de contracciones musculares.

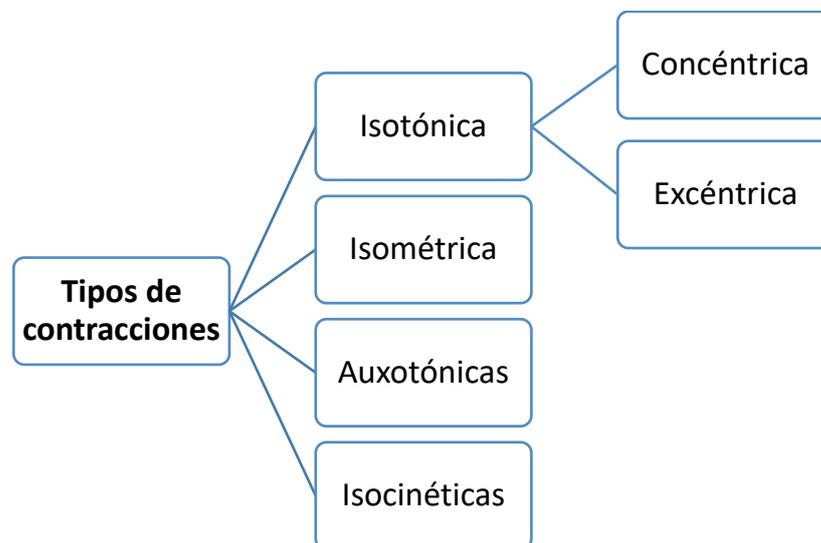


Figura 5 Tipos de contracciones musculares

2.3.3.1. Isotónica

Este primer tipo de contracción es el más común y se produce en la mayor parte de casos que envuelven actividades físicas y deportes. El término isotónica quiere decir que hay una tensión uniforme. En cuanto a lo fisiológico, una contracción de este tipo hace que las fibras musculares además de contraerse modifiquen su longitud (Benítez Andrades, 2015).

En la gráfica anterior se observa que las contracciones isotónicas se subdividen en concéntrica y excéntrica. En el caso de la primera se da a lugar cuando se puede vencer cierta resistencia cuando hay una tensión muscular

que desemboca en un acortamiento y movimiento. En cambio, para la de tipo excéntrica es en la que a oposición a una resistencia se presenta una tensión que resulta en el alargamiento del músculo.

2.3.3.2. Isométrica

La diferencia con el “tipo” anterior es que las contracciones isométricas mantienen la longitud del músculo a lo largo de la contracción, es decir es un tipo de contracción estática. A pesar de que el músculo permanece estático se genera una tensión que hace trabajar al tejido; un ejemplo claro de esto es cuando se carga un determinado peso para trasladarlo de un lugar a otro. Esa resistencia que se genera para no dejar caer el objeto mantiene al músculo en tensión, sin embargo, no existe un cambio de longitud en el músculo.

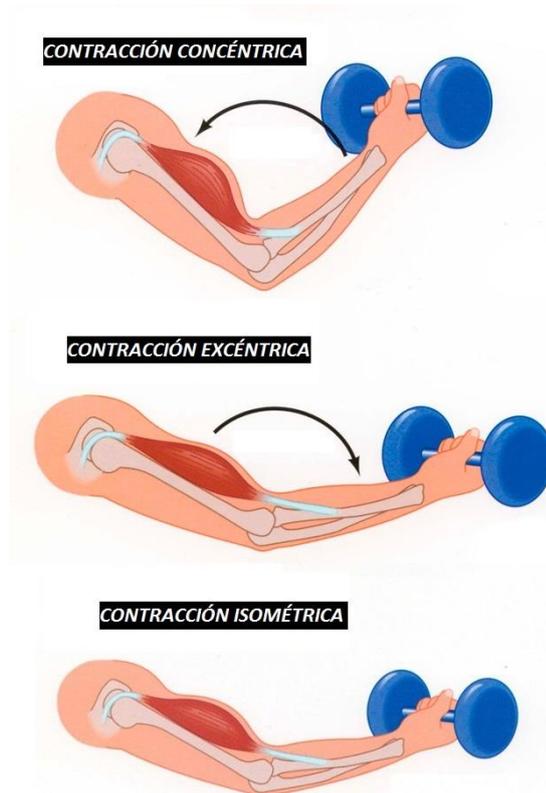


Figura 6 Contracciones isotónica e isométricas

Fuente: (Un motivado mas, 2016)

2.3.3.3. Auxotónica

Cuando se habla de contracciones auxotónicas, en esencia se tratan de contracciones que combinan los dos tipos anteriores; es decir después de finalizar el movimiento el músculo se mantiene en tensión. Un ejemplo claro y fácil de comprender se presenta cuando se realizan ejercicios con bandas de resistencia. Antes de iniciar el movimiento se estiran las bandas y esto ya genera una tensión estática en el músculo, y luego al realizar el movimiento se da lugar a la contracción isotónica.

2.3.3.4. Isocinética

Este último tipo de contracción se presenta cuando es necesario contar con una tensión muscular máxima a una velocidad constante. Es mucho más común encontrar este tipo de contracción en deportes como el remo o natación, donde el agua ejerce una resistencia constante a lo largo de todo el trayecto. Se diferencia de las contracciones isotónicas debido a que durante el movimiento no se ejerce la misma tensión todo el tiempo.

2.3.4. Características de las EMG

Al igual que cualquier señal proveniente del cuerpo humano, las señales electromiográficas presentan características que han sido determinadas a lo largo de los años de estudio que ha tomado esta temática. Entre las más importantes se puede mencionar que la amplitud de las señales EMG es estocástica (aleatoria) y puede ser razonablemente representada por una función de distribución Gaussiana. La amplitud de la señal se encuentra en los rangos desde 0 hasta 10mV (pico-pico) o entre 0 y 1,5mV (RMS). La parte considerable de energía de la señal que puede ser utilizada se encuentra en el margen de los 0 a los 500Hz, con la parte más dominante en el rango de los 50 – 150Hz. (University of Guelph, n.d.)

Una parte importante es el hecho de que ese rango de amplitud en voltaje se presenta sin amplificación y que al trabajar con señales EMG se están adquiriendo señales estocásticas, con las cuales no se puede tener una

certeza sobre los parámetros que las describen en todo momento. Al existir esta incertidumbre no se puede hacer uso de funciones matemáticas para describir con precisión las señales. En muchos casos se usan herramientas estadísticas como distribuciones de probabilidades o técnicas sencillas como la desviación estándar y la media para su análisis. (Enderle & Bronzino, 2012).

2.4. Medición de señales EMG

Para realizar mediciones de señales musculares existen dos métodos utilizados. El primero es una técnica que debe ser llevada a cabo con mucho cuidado y mayores estándares, pues requiere la inserción de los sensores directamente en los músculos; siendo estos normalmente una especie de agujas. El segundo método y el mayormente utilizado para aplicaciones no invasivas y de mayor comodidad es la medición mediante sensores superficiales. El uso de sensores superficiales si bien ayuda a disminuir la dificultad y mejora la comodidad en el sujeto, también presenta mayores problemas como interferencias por movimiento y posibles interferencias en la señal debido a la cercanía de otros músculos. La Figura 7 es un ejemplo de la aplicación de esta técnica para medir señales musculares.

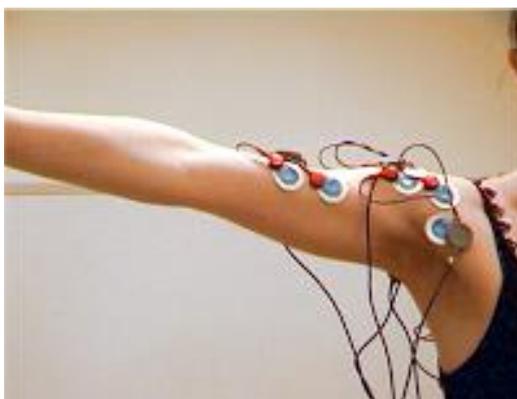


Figura 7 Electromiografía Superficial

Fuente: (Prevenciontme, 2011)

2.4.1. Medidas bipotenciales

Para las medidas bipotenciales se hace uso de arreglos de electrodos que cumplen con ciertas características. Estos electrodos bipotenciales pueden

ser catalogados como se mencionó anteriormente entre invasivos y no invasivos; cada tipo con sus características, ventajas y desventajas. Este tipo de electrodos tiene un principio de funcionamiento en el que se busca acoplar un sensor con los potenciales iónicos que se generan en el tejido para poder transmitirlos a un instrumento electrónico (Enderle & Bronzino, 2012).

La selección del material de los electrodos debe incluir criterios de costos, duración y propiedades mecánicas; esto debido a que algunos metales pueden ser proclives a ser afectados por los efectos corrosivos de los fluidos corporales. Para aplicaciones invasivas generalmente se hace uso de metales como acero inoxidable u oro y hasta de aleaciones como platino-tungsteno o platino-iridio. Para mediciones superficiales se puede usar metales como la plata que es igualmente conductiva, sin embargo se presenta el problema de la alta impedancia que se genera entre el electrodo y la piel.

2.4.2. Electrodo bipotenciales superficiales

La configuración de electrodos que se utiliza comúnmente para la medición de señales EMG superficiales es de tipo bipotencial. Es necesario para cada canal o músculo a medir contar con dos electrodos ubicados sobre el músculo de interés y un electrodo adicional como referencia. Los electrodos superficiales normalmente tienen una superficie de contacto metálica, la cual se debe tomar en consideración debido al hecho de que la piel consta de materiales intracelulares y extracelulares con soluciones electrolíticas; Lo que permite que exista conducción entre las superficies. (Jaramillo Flores, 2015).

Este tipo de sensor superficial puede ser distinguido por varias propiedades como pueden ser su forma, dimensión, materiales y tecnología asociada a los mismos. Los electrodos de tipo superficial para EMG pueden ser agrupados tomando en cuenta la tecnología usada para su manufactura y del material que los compone. Con esos elementos se puede distinguir a los electrodos entre húmedo y secos. (Merletti et al., 2009). Principalmente se usan los electrodos húmedos pues al contar con un gel conductor o algún tipo de solución electrolítica y sistemas de fijación a la piel más confiables,

permiten obtener señales con menor grado de interferencia por movimiento relativo entre la piel y el electrodo.

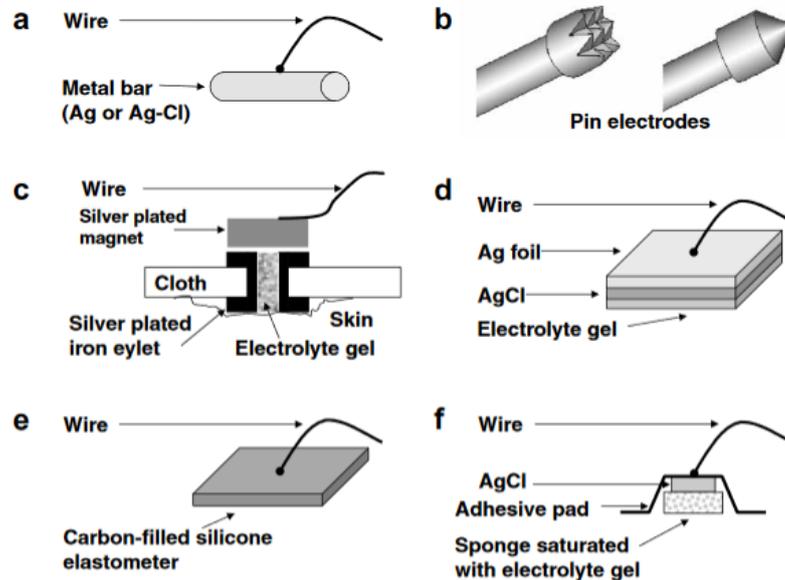


Figura 8 Ejemplos de electrodos para EMG SUPERFICIALES

Fuente: (Merletti et al., 2009)

La Figura 8 permite observar que existen diversas maneras de construir electrodos secos. Como parte de este proyecto el interés radica en el uso de electrodos de tipo seco, lo que representa un desafío mayor debido a la alta impedancia piel-electrodo, a pesar de que la misma puede ser comparada con la de uno húmedo después de pocos minutos debido al sudor y acumulación de humedad. (Chi, Jung, & Cauwenberghs, 2010)

Con el avance de la tecnología y la búsqueda de nuevas maneras de manufacturar electrodos secos para mejorar el registro de señales y comodidad durante el proceso, han surgido aplicaciones con nuevos materiales que se complementan con nuevas geometrías para garantizar comodidad manteniendo el contacto entre piel y electrodo en todo momento.

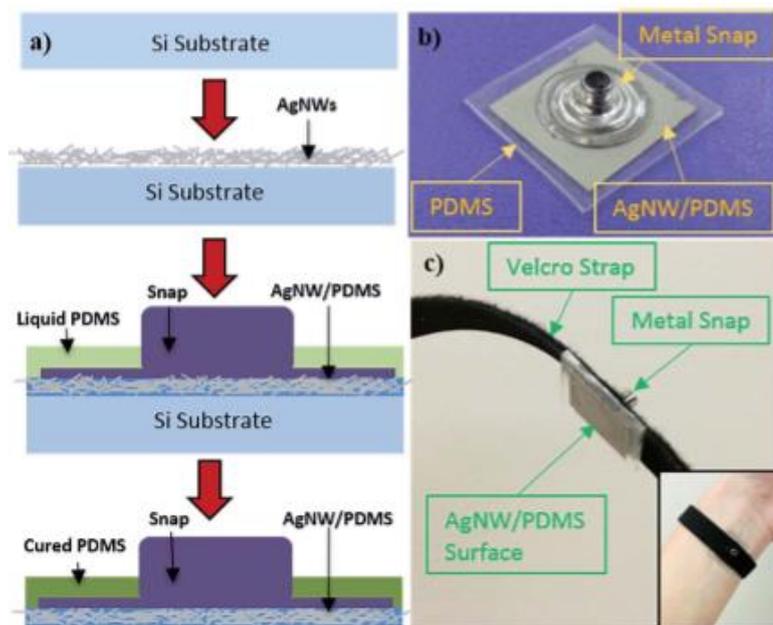


Figura 9 Electrodo de nanocables de plata

Fuente: (Myers, Huang , & Zhu, 2015)



Figura 10 Electrodo Flexibles

Fuente: (Laferriere, Lemaire, & Chan, 2011)

En las Figuras Figura 9 y Figura 10 se puede corroborar que actualmente se hace uso de nuevas técnicas y materiales para la elaboración de electrodos secos, creando nuevas geometrías o mezcla de materiales para que tengan características de flexibilidad; asegurando que puedan conducir los potenciales generados desde el cuerpo humano de una mejor manera.

2.5. Consideraciones para medición de EMG superficial

La medición y adquisición de señales bioeléctricas está sujeta a varios parámetros. Si bien es necesario contar con el equipo de instrumentación

necesario, también entran en juego otros criterios como preparación, ubicación y selección de los elementos que formarán parte del sistema de medición de la señal electromiográfica. En este apartado se busca compilar recomendaciones así como criterios que han sido evaluados y probados para la ejecución de mediciones de señales EMG superficiales.

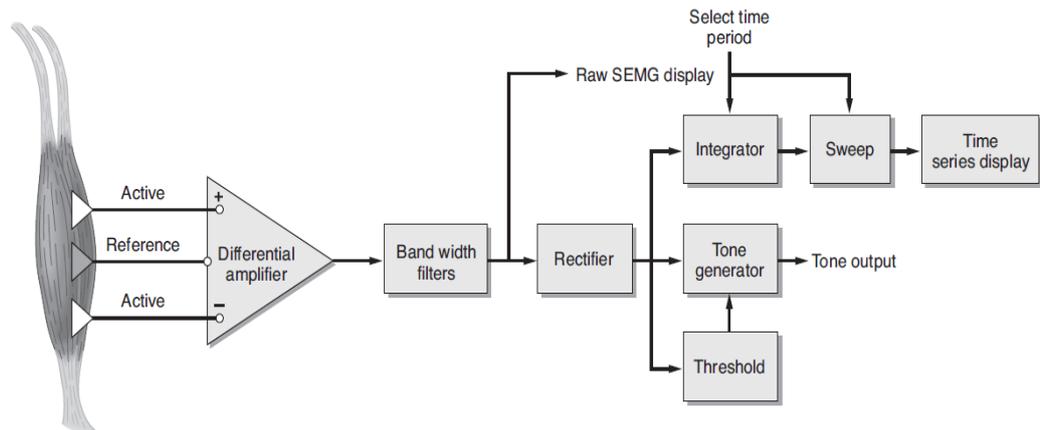


Figura 11 Diagrama de bloques de un instrumento EMG SUPERFICIALES

Fuente: (Criswell, 2010, p. 36)

La Figura 11 representa una idea general de los elementos que constituyen un canal de medición de EMG superficial. Cada aspecto del mismo debe ser seleccionado basándose en el alcance y objetivo de la aplicación que se está llevando a cabo. Primeramente es importante contar con parámetros para los sensores, en este caso los electrodos que son ubicados sobre la piel. Para crear un estándar para estas temáticas existe un instituto europeo llamado Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM) que busca normalizar y dar parámetros así como recomendaciones para los interesados en llevar a cabo proyectos que apliquen esta técnica de medición de señales bioeléctricas.

2.5.1. Forma del electrodo

En literatura relacionada y a lo largo de la evolución de las técnicas de medición se han usado electrodos rectangulares o circulares sin que haya una diferencia o ventaja clara de un tipo sobre otro. Como norma general SENIAM

pide que se establezca claramente en los trabajos el tipo, manufactura y forma de los electrodos a utilizar.

2.5.2. Tamaño del electrodo

En cuanto a tamaño del electrodo, este se refiere al área útil del mismo; es decir la superficie que se pondrá en contacto con la piel y que debe mantener uniformemente las características de material y forma. Sobre el tamaño, se sostiene que cuando hay un aumento en tamaño en dirección de las fibras musculares, se puede mostrar que hay un efecto integrador en la señal EMG superficial, aumentando la amplitud detectada y disminuyendo contenidos en altas frecuencias (SENIAM, 1996).

Como consideración principal los electrodos deben poder captar un número aceptable de unidades motoras, y deben mantener un tamaño discreto para evitar contaminación de la señal proveniente de otro músculo cercano.

2.5.3. Separación entre electrodos

Se define a esta característica como la distancia que separa las superficies conductoras de los electrodos. Se recomienda contar con una distancia entre electrodos de 20mm. De darse el caso de trabajar con un músculo pequeño, la distancia no debe sobrepasar $\frac{1}{4}$ de la longitud de la fibra del músculo.

2.5.4. Preparación de la piel

Una preparación correcta del área de la piel donde se van a ubicar los electrodos asegura un mejor contacto entre el electrodo y la piel, permitiendo mejorar las condiciones de la señal que se obtiene; puesto que permite disminuir cualquier tipo de desbalance que exista entre los electrodos. Como recomendación principal se tiene que en caso de existir vello, la zona debe afeitarse y posteriormente se debe limpiar con alcohol dejando que se evapore para aplicar los electrodos una vez que la piel se encuentre seca.

2.5.5. Ubicación de los sensores

La ubicación se relaciona con la distancia entre centro y centro de los dos electrodos bipolares que constituyen el canal de medición de la EMG superficial. Las recomendaciones generales sobre este tema que SENIAM menciona incluyen:

- Cuando se ubica longitudinalmente, se recomienda poner el sensor a la mitad de la unidad motora más distal y del tendón distal del músculo.
- Al ubicar los sensores de manera transversal, se recomienda ubicar el sensor lejos del borde con otras subdivisiones o músculos para que la distancia geométrica entre el músculo y estas subdivisiones sea máxima.



Figura 12 Ubicación de electrodos longitudinalmente

Fuente: (Jaramillo Flores, 2015, p. 31)

2.5.6. Cables

Los cables son un elemento importante pues son los encargados de transmitir las señales captadas por los electrodos hacia los demás elementos electrónicos que forman parte del sistema de adquisición. Como una recomendación inicial se tiene que los cables deben ser protegidos y se deben mantener lo más cortos posible; de lo contrario, los cables tienden a actuar como antenas y pueden captar interferencia como ruido a 60Hz. (Florimond, 2009). Adicionalmente, el mantener los cables cortos permite que se

minimicen los efectos por movimiento de cables; para lo que también se recomienda mantener los cables parejos y juntos, si es posible enroscados.

2.6. Dispositivos electrónicos

Una vez clarificado el proceso biológico y elementos iniciales del sistema de adquisición de EMG superficial, resulta también necesario contar con la base teórica sobre los elementos electrónicos. Los mismos que en conjunto permiten obtener una señal con valores y niveles que permitan registrarla y desplegarla posteriormente para poder analizar la actividad muscular en las zonas de estudio.

2.6.1. Amplificador operacional

El amplificador operacional como un elemento electrónico fue presentado por primera vez en el año 1947 como resultado del trabajo de John Ragazzini y sus colegas. Este dispositivo electrónico es uno de los más básico y útiles del grupo de elementos activos. Entre sus aplicaciones y propiedades sabemos que se trata de un elemento con capacidades de realizar operaciones matemáticas como suma, resta, multiplicación, división, integración y diferenciación (Alexander & Sadiku, 2006). Debido a esta capacidad de hacer cálculos matemáticos con señales eléctricas, es que recibe el nombre de operacional. Este elemento electrónico se basa en un complejo diseño que tiene como partes internas resistencias, transistores, capacitores y diodos. Mucho más importante que entender su diseño resulta el conocer las varias aplicaciones y configuraciones que son útiles para los diseños análogos de circuitos.

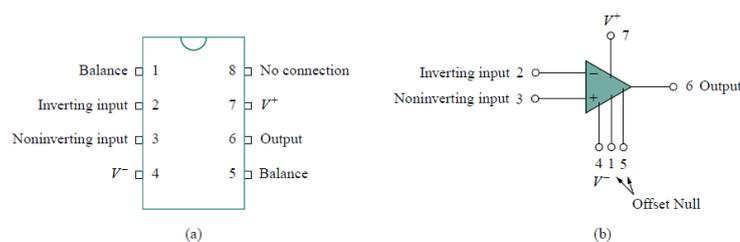


Figura 13 Amplificador operacional y su símbolo

Fuente: (Alexander & Sadiku, 2006)

En la Figura 13 se puede observar la disposición de los pines en un empaquetado de amplificador operacional junto con el símbolo usado para el análisis y cálculo en circuitos eléctricos. El amplificador consta de dos entradas una con un símbolo + y otra con símbolo -; dicha denominación es para diferenciar entre la entrada no inversora y la inversora. Lo que esto quiere decir es que cualquier señal que entre por el pin no inversor conservará su polaridad a la salida; mientras que el pin inversor tendrá el efecto contrario sobre cualquier señal que ingrese por dicha entrada.

El nombre de este elemento también incluye la palabra amplificador, debido a que la señal de entrada puede ser presentada con una amplitud mayor a la salida haciendo uso de los rangos de ganancia (A) que el dispositivo ofrece. A continuación se presenta en la Tabla 2 los valores típicos e ideales para los amplificadores operacionales.

Tabla 2.

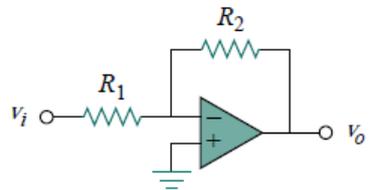
Parámetros típicos e ideales de los amplificadores

Parámetro	Rango típico	Valor ideal
Ganancia en lazo abierto, A	10^5 a 10^8	∞
Resistencia de entrada	10^6 a $10^{13} \Omega$	$\infty \Omega$
Resistencia de salida	10 a 100Ω	0Ω
Tensión de alimentación	5 a 24 V	

Fuente: (Alexander & Sadiku, 2006)

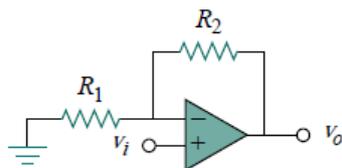
Con base a los rangos propuestos se pueden diseñar diversos circuitos y configuraciones que cumplen funciones específicas que permiten el tratamiento de las señales adquiridas. Además de las ya mencionadas anteriormente, se puede añadir que los amplificadores operacionales se presentan en los diseños de filtros análogos que permiten obtener señales en los rangos de frecuencias deseados por el diseñador. La Figura 14 muestra

un resumen de las aplicaciones de los amplificadores operacionales y sus ecuaciones características.



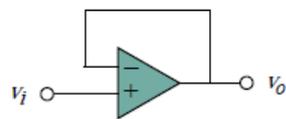
Inverting amplifier

$$v_o = -\frac{R_2}{R_1} v_i$$



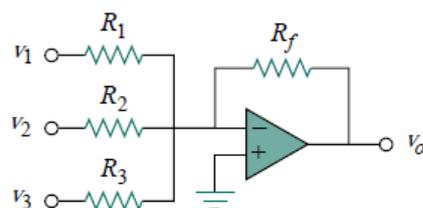
Noninverting amplifier

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



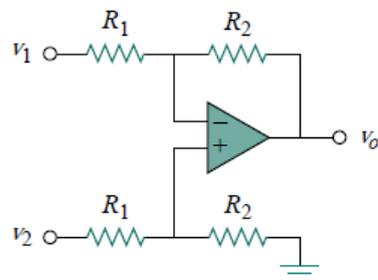
Voltage follower

$$v_o = v_i$$



Summer

$$v_o = -\left(\frac{R_f}{R_1} v_1 + \frac{R_f}{R_2} v_2 + \frac{R_f}{R_3} v_3\right)$$



Difference amplifier

$$v_o = \frac{R_2}{R_1} (v_2 - v_1)$$

Figura 14 Aplicaciones de los amplificadores operacionales

Fuente: (Alexander & Sadiku, 2006)

En la Figura 14, se tiene en orden desde arriba hacia abajo: el amplificador inversor, el amplificador no inversor, el seguidor de voltaje o llamado Buffer que sirve para acoplar impedancias, configuración en sumador y amplificador diferencial. Como se puede ver, dependiendo de la configuración y de los pines utilizados, el análisis y las relaciones cambian determinando el valor a la salida.

2.6.2. Amplificador diferencial

Otra de las aplicaciones de los amplificadores operacionales es la configuración de amplificador diferencial; un esquema que es vital para la adquisición de las señales EMG superficiales bipolares. Cuando el potencial de acción generado por el músculo ha pasado desde la piel hacia los electrodos, entra a este proceso de amplificación diferencial. Durante esta etapa, la señal bioeléctrica aumenta en amplitud para su adecuado despliegue. Para una amplificación diferencial es necesario contar con tres electrodos por canal, dos electrodos para el registro del potencial de acción y uno adicional que hace las veces de referencia.

Inicialmente se puede hacer una analogía para comprender de mejor manera el funcionamiento del amplificador diferencial. Supongamos que se tienen dos micrófonos captando las señales del canto de pájaros. Cada micrófono captará una señal diferente de canto y esta será posteriormente pasada a ser amplificada y presentada a la salida. Ahora, se supone que hay una tormenta cercana, el ruido de la tormenta se propaga en todas las direcciones y llegará a los micrófonos casi al mismo tiempo y con la misma intensidad. En cada micrófono se tiene el ruido de la tormenta y el canto captado. Al ser el ruido de la tormenta una señal común a los dos micrófonos es rechazada y solo se da paso al canto de los pájaros. La Figura 15 permite entender de mejor manera la analogía para el funcionamiento de la amplificación diferencial.

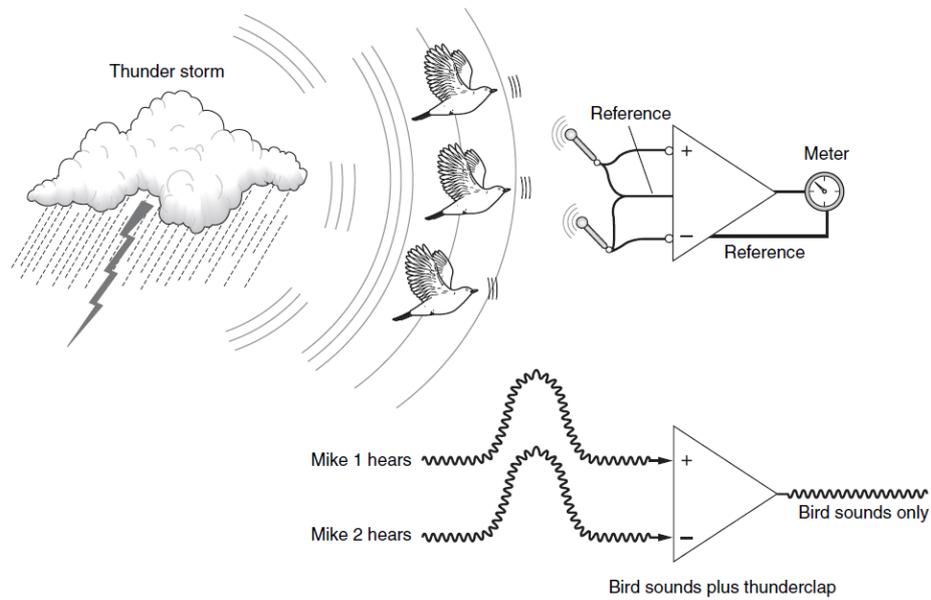


Figura 15 Analogía del amplificador diferencial

Fuente: (Criswell, 2010)

El principio de funcionamiento del amplificador diferencial se puede describir como el proceso en el que la energía biológica que se transmite por los electrodos se compara con la señal de referencia. Posteriormente solo la energía que es única de cada electrodo de medición pasa hacia las siguientes etapas dispuestas en el circuito (Criswell, 2010). Aquí se presenta otro parámetro, llamado el rechazo en modo común; por el cual solo las señales únicas de cada electrodo pasan a amplificación. La capacidad para poder rechazar esta señal se puede cuantificar usando la relación de rechazo en modo común. Este parámetro se calcula dividiendo la amplificación de la señal en modo común (A) para la amplificación de la señal diferencial (B), y multiplicándola por un valor de logaritmo; el resultado de la expresión se presenta en decibeles dB. Normalmente este resultado oscila entre los valores de 90 y 140dB. La expresión que describe este parámetro es la siguiente:

$$20 \log_{10} \left(\frac{A}{B} \right) = CMRR \text{ dB} \quad (1)$$

2.6.3. Amplificador de instrumentación

Se los encuentra comúnmente en aplicaciones como amplificadores aislados, amplificadores de termocupla y en sistemas de adquisición de datos. El amplificador de instrumentación se basa en el principio del amplificador diferencial expuesto en el apartado anterior. Típicamente consiste en empaquetados que contienen tres amplificadores operacionales y siete resistencias.

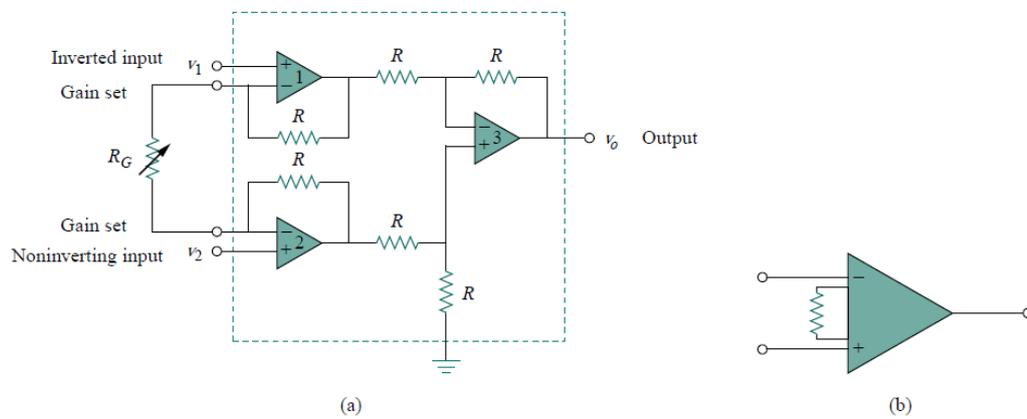


Figura 16 Amplificador diferencial y símbolo

Fuente: (Alexander & Sadiku, 2006)

Los fabricantes acostumbran a incluir el esquema completo en un solo empaquetado para que sea más cómodo y pueda ser incluido con facilidad en el diseño del circuito de adquisición de señales. Entre las características del amplificador de instrumentación se tiene que:

- La ganancia de voltaje se encuentra definida por una resistencia externa R_G .
- La impedancia de entrada en las dos entradas es alta y no varía con el ajuste de la ganancia.
- La salida V_o depende de la diferencia de los voltajes V_1 y V_2 , no del voltaje común entre ellos.

2.7. Filtrado de señales

Con los elementos electrónicos generando la configuración de circuito para captar señales EMG, se continua el procesamiento de la señal con un proceso de filtrado, en el cual se garantice mantener las características de la

señal muscular en la mayor medida posible liberándola de interferencias o ruidos que pueden entorpecer la interpretación de la actividad muscular. Cuando hablamos de un filtro nos referimos al proceso que se ha diseñado ya sea mediante hardware, software o ambos para tomar una señal y posteriormente tener como resultado únicamente la información que nos es útil. Como ya se mencionó, al aplicar electromiografía superficial en la zona torácica cercana al corazón, se hace frente a varias complicaciones como la presencia de interferencia por movimiento relativo de los electrodos sobre la piel, interferencia por parte de artefactos electrónicos cercanos al sistema de canales EMG y principalmente la aparición de las características de la actividad cardíaca presente en esta zona del cuerpo.

2.7.1. Consideraciones de ruido en EMG superficiales

Previo al análisis de las alternativas para el filtrado de señales EMG, es importante tener claro los factores por los que se ven afectadas este tipo de señales, para con ello optar por la técnica más adecuada para lograr conseguir una señal muscular que permita interpretar adecuadamente comportamientos como activación, duración, frecuencias, etc. Dentro de la práctica se considera como ruido e interferencia a todo aquello contenido en la EMG superficial que no se desea. Dichos factores pueden provenir tanto de la circuitería propia del sistema como del exterior.

Una fuente común de ruido es la interferencia por ECG. Esta señal puede llegar a ser en algunos casos muy superior a la de algunos músculos, por lo cual genera dificultades al identificar y desplegar correctamente resultados en mediciones. Esta señal se presenta generalmente en mediciones en el torso, principalmente al lado izquierdo; donde muchas veces a pesar del uso de técnicas del filtrado pueden quedar rezagos de la misma en la señal procesada. Esta interferencia se muestra claramente en las zonas del músculo serrato izquierdo anterior y también en la zona lumbar izquierda (Criswell, 2010).

La interferencia que se crea por movimiento es otro de los factores que puede hacerse presente en las señales EMG. Se manifiesta como

desplazamientos de corriente DC, lo cual ocurre debido a pequeños desplazamientos de los electrodos sobre la piel que terminan produciendo potenciales eléctricos. Al desplegar las señales es fácil reconocer cuándo se ha producido una interferencia por movimiento. Las posibles soluciones incluyen usar electrodos flotantes; estos electrodos cuentan con una superficie entre el electrodo y la piel capaz de absorber dichos potenciales eléctricos y reducir su efecto sobre la señal. Una estrategia adicional contempla el pegar los electrodos a la piel del sujeto para evitar desplazamientos o sacudones al ejecutar movimientos (Criswell, 2010).

Otro factor a considerar proviene del tipo de alimentación a 60Hz presente en las instalaciones y equipos que rodean al proceso de medición en general. Normalmente se contrarresta este efecto utilizando un filtro rechaza banda. Además, al aplicar la técnica se debe verificar que los cables de conexión con los electrodos no se encuentren produciendo un efecto de antena; si los electrodos están conectado con cables independientes se debe buscar la manera de juntarlos y que su longitud sea la más corta posible (Criswell, 2010). El uso de cables blindados es recomendado así como la reducción de aparatos electrónicos cercanos al sujeto. El monitor de un computador puede producir esta interferencia por lo cual se recomienda que durante las pruebas el sujeto se encuentre a por lo menos un metro de distancia de cualquier posible fuente de ruido.

2.7.2. Filtrar señales electromiográficas

Después de pasar por la amplificación diferencial, la señal muscular requiere ser filtrada. En muchas ocasiones los equipos dedicados a pruebas de EMG superficial tienen como parte inicial un filtro para la eliminación de interferencia de 60Hz ya sea análogo o digital. Además se necesita incorporar filtro pasa banda. Este segundo de filtro permite el paso de solamente un cierto rango de frecuencias para su posterior cuantificación y despliegue. El rango más común de diseño para este tipo de filtro va desde los 20Hz hasta aproximadamente los 300Hz, puesto que en dicho espectro se cubre la parte más importante de información inherente a la EMG. La frecuencia de corte

inferior se toma en ese valor como un mecanismo para eliminar la mayor parte del ruido eléctrico asociado al movimiento de cables, interferencias biológicas y desplazamientos del tipo de corriente continua (Criswell, 2010). Cabe resaltar que la selección de dicho rango queda a criterio del investigador y depende del tipo de aplicación que motive el uso de la técnica de EMG superficial.

Paralelamente al considerar los criterios y necesidades de la aplicación, en un sistema de EMG de uso general se entiende como una buena práctica la implementación de un filtro pasa altas que reduzca los efectos de interferencia en línea base así como la atenuación de interferencias por movimiento a bajas frecuencias (De Luca, Gilmore, Kuznetzov, & Roy, 2010).

Varios métodos se han aplicado a lo largo de los años para el filtrado de señales EMG en las zona del torso, los mismos que van desde lo más simple como la mera utilización de un filtro pasa alta, hasta el uso de redes neuronales, análisis de componentes independientes, descomposición usando wavelets, filtros adaptativos, etc. (Golabbakhsh, Masoumzadeh, & Sabahi, 2011). El uso de filtros adaptativos ha mostrado buenos resultados sin representar un alto costo computacional para aplicaciones que buscan un funcionamiento en tiempo real (Wu, et al., 2011).

2.7.3. Filtro

Hablando en términos genéricos, se puede concebir a los filtros como una especie de caja negra que se encarga de aplicar un diseño definido previamente sobre un conjunto de información, para a la salida obtener los datos que son de importancia e interés para la aplicación. Previamente se menciona que un filtro puede ser implementado tanto por hardware como por software; entre estos dos tipos de implementación la diferencia radica en el tipo de señales con las que trabajan. Para el primer caso, las entradas serán análogas e igualmente sus salidas; considerándose que para un filtro digital es necesario que las señales sean sometidas a un proceso de digitalización para posteriormente aplicar los algoritmos que extraen las características de interés de los datos adquiridos. En cuanto a las técnicas de procesamiento se

tiene otra diferencia, para los filtros análogos su aplicación se basa en las operaciones matemáticas de integración y diferenciación; mientras que en los digitales sólo se requiere el diseño del algoritmo con el uso de operaciones como suma, multiplicación y retardo (García Hernández, 2008). En el presente trabajo de investigación es de interés la implementación de filtros digitales para poder garantizar un hardware que pueda considerarse portable; es decir, se busca reducir en la mayor medida posible el tamaño de la circuitería. Los filtros digitales en cualquiera de sus diversas configuraciones y procesos basan su diseño mediante un grupo de constantes que se conocen como coeficientes de filtro y que son las responsables de la operación del mismo. El diseño de filtros digitales consiste entonces en la adecuada selección y cálculo de dichos coeficientes.

2.7.4. Modelo adaptativo

En los sistemas de control se puede contar tanto con sistemas que funcionan en lazo abierto y en lazo cerrado. Para este proyecto de investigación la configuración más adecuada es la de lazo cerrado pues se necesita contar con una retroalimentación para que el sistema logre adaptarse al entorno cambiante que depende de los datos anteriores. Como fue mencionado en el apartado anterior, el diseño de los modelos adaptativos para filtro también depende de la selección de parámetros específicos para realizar los cálculos y procesamiento de la información que proviene de las señales EMG.

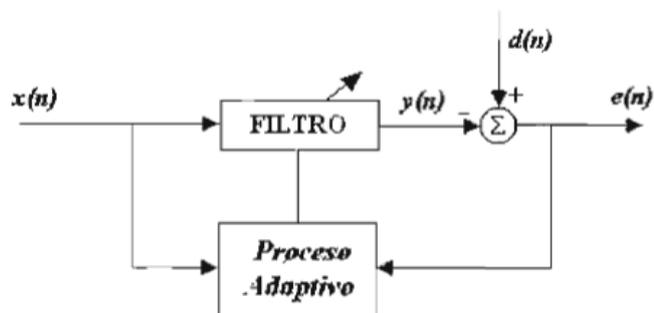


Figura 17 Modelo general adaptativo

Fuente: (Martínez Cruz, 2001)

La Figura 17 permite formar una idea clara de la estructura de un modelo adaptativo a ser replicado al implementar el filtro digital para este proyecto de investigación. Como se puede ver se trata de un sistema en lazo cerrado pues el cuadro de proceso adaptativo cuenta con la retroalimentación proveniente de la señal de error. Los principales componentes de este modelo son $d(n)$ que es la señal deseada, $x(n)$ señal de entrada al filtro, $y(n)$ salida del filtro, $e(n)$ señal de error, el bloque de filtro y el proceso adaptativo donde está contenido el algoritmo que ajustará los coeficientes del filtro dependiendo de las señales de entrada y error (Martínez Cruz, 2001).

2.7.5. Filtro adaptativo

Existen ocasiones en las que la aplicación de filtro digitales convencionales no permite llegar a resultados deseados en frecuencia o en tiempo. En dichas circunstancias se abre la posibilidad de modificar los coeficientes del filtro implementado y así ajustar los parámetros característicos que lo conforman (García Hernández, 2008). En la categoría de filtros adaptativos igualmente existen varios tipos y algoritmos que le dan las características de respuesta al modelo y específicamente va ligado al tipo de aplicación o interferencia a la que se hace frente. Las aplicaciones para filtros adaptativos más comunes se enlistan a continuación.

- Ecualizadores de canales adaptables.
- Canceladores de eco adaptables.
- Canceladores de ruido adaptables.
- Potenciador de línea adaptable.
- Predicción lineal adaptable.

Para el presente proyecto interesa la aplicación del filtro adaptativo de tipo cancelador de ruido.

2.7.6. Cancelador de ruido

En muchas aplicaciones hay dos señales disponibles, la primera está compuesta por la señal deseada y la interferencia, la segunda solamente contiene el ruido de interferencia que si bien puede no ser idéntica a la interferencia de la primera señal, está estrechamente correlacionada con ella.

La estructura de este tipo de filtro se encuentra en la Figura 18 y se puede identificar claramente que el funcionamiento se basa en la correlación existente entre la señal de referencia y la interferencia de la señal de entrada. Esto es identificado por el bloque de filtro adaptativo que elimina dicha parte de la señal y recibe el error como medida para el ajuste de los parámetros del filtro para que a la salida exista una señal que consista principalmente de la señal deseada.

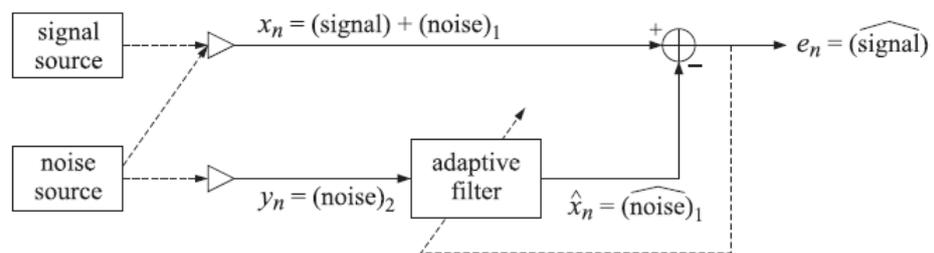


Figura 18 Cancelador de ruido

Fuente: (Orfanidis, 2007)

Un ejemplo simple para la aplicación de este filtro puede ser la cancelación de ruido en un micrófono. Se tiene la señal de la voz junto con la interferencia de ambiente o de otros artefactos en el ambiente, la segunda señal debe consistir únicamente de las interferencias. Como ambas señales están cambiando continuamente en el tiempo un filtrado convencional no puede procesar ese tipo de información, es ahí que el filtro adaptativo prueba su utilidad. Para la implementación de este filtro en el procesamiento de las señales EMG del proyecto se hace uso del algoritmo de Least Mean Squares (LMS) o de mínimos cuadrados.

2.7.7. Algoritmo de mínimos cuadrados (LMS)

Este algoritmo de aproximación forma parte del grupo de técnicas pertenecientes a la familia de los algoritmos de gradiente estocástico. Una de las principales características de este algoritmo es su simplicidad, lo que encaja perfectamente con aplicaciones en tiempo real donde el costo computacional se debe minimizar. En esencia, este algoritmo basa su funcionamiento en dos procesos: el primero un adaptativo, que ajusta

automáticamente los coeficientes del filtro usando para esto la comparación con la señal de error, y el segundo proceso se trata de un filtrado que resulta en la salida generada por el filtro que posteriormente genera el error de estimación que ingresa al primer proceso previamente mencionado (Martínez Cruz, 2001).

Como su principal característica es la simplicidad, esto va de la mano con la capacidad para poder ser implementado en aplicaciones que buscan corregir y filtrar señales en tiempo real y sobre una plataforma portable. La carga computacional para un algoritmo viene dada por la cantidad de operaciones a ejecutar en cada instante. Este número de operaciones también debe tomarse como un criterio para la selección del hardware de procesamiento.

El objetivo detrás del algoritmo para filtro de LMS es acercarse a los pesos óptimos; para lo que se realiza una actualización de los coeficientes en cada paso. El LMS asume generalmente como pesos iniciales valores pequeños, incluso cero en algunos casos, y con los cálculos posteriores dichos pesos van cambiando dependiendo de la comparación que existe con la señal de error generada. Si el gradiente del error es positivo, esto implica que el error seguirá creciendo si no se cambian los pesos, por ende se requiere reducirlos. De la misma manera si el gradiente toma valores negativos los pesos deben aumentar (Dhiman, Ahmad, & Gulia, 2013). La ecuación general para la actualización de pesos viene dada de la siguiente forma.

$$W_{n+1} = W_n - \mu \Delta \varepsilon[n] \quad (2)$$

Aquí “ ε ” representa el mínimo error cuadrado. El signo negativo en la segunda parte justamente indica que los pesos deben ser actualizados de manera inversa a la manera en que se comporta el gradiente del error. De la misma manera las ecuaciones y los pasos para la implementación del algoritmo LMS están definidas como se muestra a continuación; dichas expresiones van ligadas a la estructura de filtro de la Figura 18.

- 1) Calcular la señal de salida

$$\hat{x}_n = h(n)^T y(n) \quad (3)$$

2) Calcular la señal de error

$$e_n = x_n - \hat{x}_n \quad (4)$$

3) Actualizar los coeficientes de pesos

$$h(n+1) = h(n) + 2\mu e_n y(n)^* \quad (5)$$

CAPÍTULO III

DISEÑO DEL HARDWARE DEL PROTOTIPO

3.1. Descripción del prototipo

El prototipo del presente trabajo de titulación consta de diversas partes que encajan en las categorías de elementos mecánicos, electrónicos y de software; cada uno de ellos indispensables para el correcto funcionamiento y obtención óptima de los resultados. En el presente capítulo se inicia con la descripción del hardware del prototipo; sin embargo, es importante definir las etapas que conformarán el equipo para con ello llevar a cabo el objetivo de la investigación.

El prototipo inicia con la concepción de los electrodos que son los elementos que entran en contacto directo con el sujeto y que permiten la obtención y transmisión de los potenciales de acción musculares en las zonas de interés. Al definir el prototipo como ergonómico y haber hecho la selección de electrodos secos para las zonas musculares, el diseño de los mismos es importante y debe contar con criterios basados en experiencias de trabajos anteriores, y con materiales aptos para realizar este tipo de aplicaciones.

La etapa que le sigue consiste en el circuito de adquisición de señales y acondicionamiento. En ella se hace uso de elementos electrónicos pasivos y activos para conformar y generar las etapas de adquisición, amplificación y manejo de off-set de la señal para que pueda aprovecharse la información EMG generada en los músculos del sujeto.

La tarjeta de desarrollo, que cuenta con su microcontrolador, será la encargada de la digitalización de las señales; para que por medio de comunicación Bluetooth sean transmitidas hacia la computadora para iniciar con el proceso de filtrado y aplicación de algoritmos, que permitan desplegar las señales y realizar posteriores análisis que se creen convenientes. Adicionalmente se ha agregado una aplicación que consiste en una simulación de control de movimiento de un manipulador presente en el

software de simulación robótico Virtual Robot Experimentation Platform (V-REP).

3.2. Diagrama de bloques del prototipo

Para generar un punto de vista de comprensión completo del trabajo de investigación y sus etapas, la Figura 19 muestra el diagrama de bloques que conforman el prototipo.

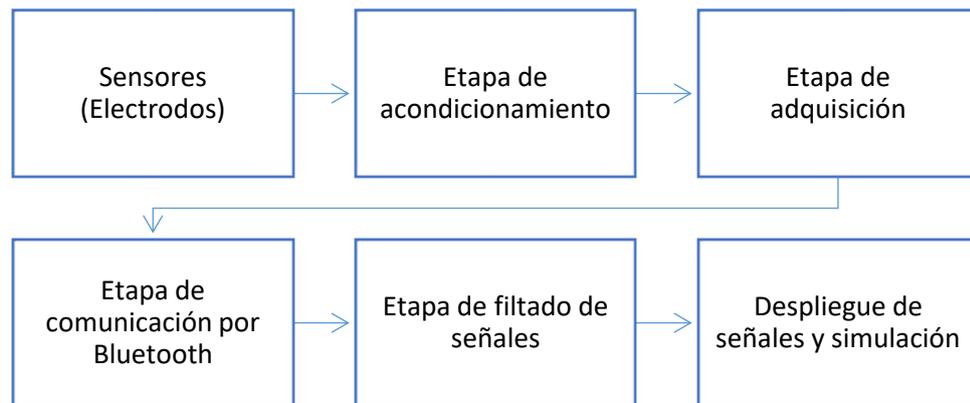


Figura 19 Diagrama de bloques del prototipo

3.3. Electrodo

Tal como se expuso en el Capítulo II, la selección de los electrodos es vital para dar inicio a cualquier aplicación relacionada con señales EMG. Los parámetros como material, geometría, dimensiones, determinan en gran medida el tipo de resultados que se puede esperar de la adquisición de las señales. Para el presente proyecto y tomando en cuenta las recomendaciones de trabajos anteriores, así como las de SENIAM, se decide para el proyecto de investigación la elaboración de electrodos de acero inoxidable en forma de cuadrado. A continuación se muestra Figura 20 para clarificar la geometría del electrodo propuesto. En el apartado de Anexos se puede igualmente encontrar el plano que hace referencia al mencionado electrodo.

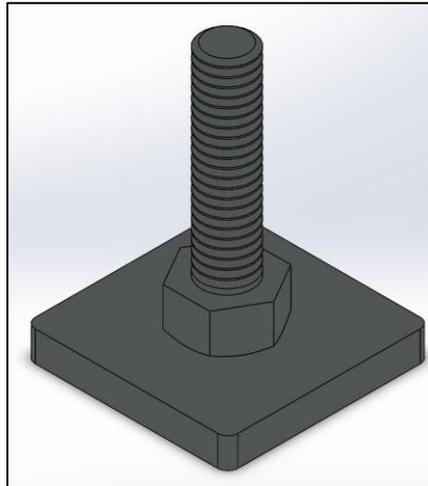


Figura 20 Electrodo de acero inoxidable

Como selección inicial se probó electrodos cuya aplicación común era para obtener señales electroencefalográficas; sin embargo después de pruebas con el sujeto, se determinó que si bien entregaban señales que correspondían a los potenciales de acción muscular presentaban también un inconveniente de incomodidad debido a su geometría (Figura 21). Después de un intervalo de tiempo tendían a dejar marcas sobre la piel y a generar una sensación de dolor e irritación en el sujeto. Los mencionados electrodos provenían de la compañía Florida Research Instruments, especializada en elementos como electrodos, cables y dispositivos para la medición de señales bioeléctricas. Por esta razón y a pesar de que existían buenos resultados con los electrodos adquiridos a Florida Research Instruments, se procedió con la alternativa de elaborar los electrodos de acero inoxidable planos como el de la Figura 20.



Figura 21 Electrodo de Florida Research Instruments.

Fuente: (Florida Research Instruments)

3.4. Circuito de acondicionamiento de señal

El circuito permite tomar las señales captadas por los electrodos en contacto con la piel para poder darles las características de amplificación y offset necesarias, para que posteriormente la tarjeta del microcontrolador realice la digitalización de las señales.

Para describir esta parte del hardware, se puede mencionar que consta de dos empaquetados: un amplificador operacional de instrumentación (INA128) y un empaquetado que alberga cuatro amplificadores operacionales (TL084). Junto con ellos se tiene elementos como resistencias y capacitores que permiten obtener a la salida señales con las que es posible realizar la digitalización. En esencia, cada canal de EMG cuenta con etapas de recepción de los potenciales y la amplificación diferencial a cargo del amplificador de instrumentación; existiendo un circuito para el electrodo de referencia, un circuito de offset y un circuito de amplificación final. Se incorporó de igual manera un circuito de offset a la entrada de la tarjeta de microcontrolador para que este realice las respectivas lecturas de las señales bioeléctricas.

3.4.1. Circuito Amplificador INA128

La primera parte del circuito consiste en una configuración de amplificador de pierna derecha; circuito que es comúnmente usado para aplicaciones de ECG. Este circuito utiliza las propiedades del amplificador de instrumentación para amplificar solamente las señales que provienen de los electrodos ubicados en el músculo de estudio; aplicándose el concepto de rechazo en modo común expuesto en el marco teórico. Adicionalmente, cuenta con un circuito adicional para protección el cual va conectado hacia el electrodo que hace las veces de referencia. Dicho circuito se muestra en la Figura 23.

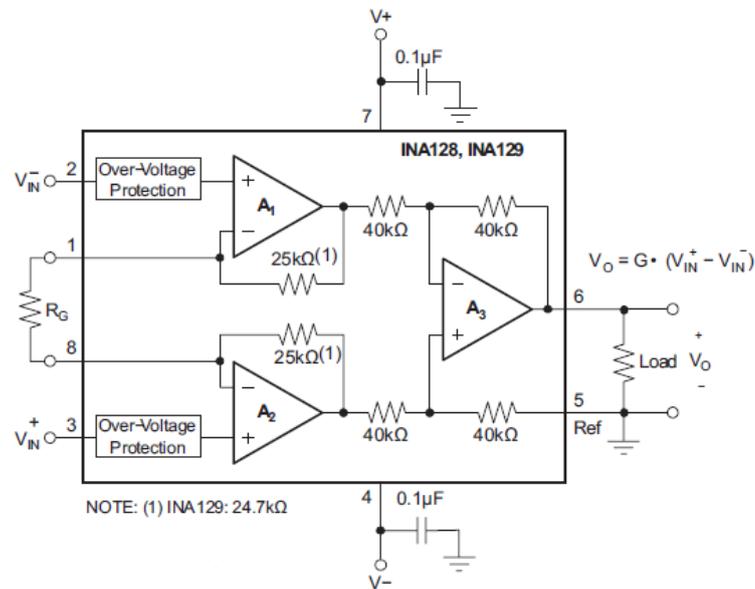


Figura 22 Conexiones básicas del INA128

Fuente: (Texas Instruments, 1995)

Para definir la ganancia para el amplificador diferencial, el texto elaborado por el fabricante del empaquetado define dicha relación como:

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G} \quad (6)$$

El objetivo de generar la configuración de circuito de pierna derecha consiste en reducir la interferencia en el amplificador. El circuito invierte y amplifica la señal media de modo común y la regresa hacia la pierna de paciente mediante el electrodo de referencia. Con ello, se busca cancelar la componente de ruido de 60Hz que se genera por la alimentación con corriente continua (Kesto, 2013). Adicionalmente, este circuito genera una especie de protección al generar una referencia virtual con el fin de prevenir cualquier tipo de descarga hacia el sujeto haciendo uso del dispositivo. Si un alto voltaje anormal aparece entre el paciente y tierra debido a una fuga eléctrica u otra causa, el amplificador auxiliar en el circuito de pierna derecha entra en saturación. Esto efectivamente aísla al sujeto pues el amplificador no puede conducir corriente hacia la pierna derecha (Towsend, 2001).

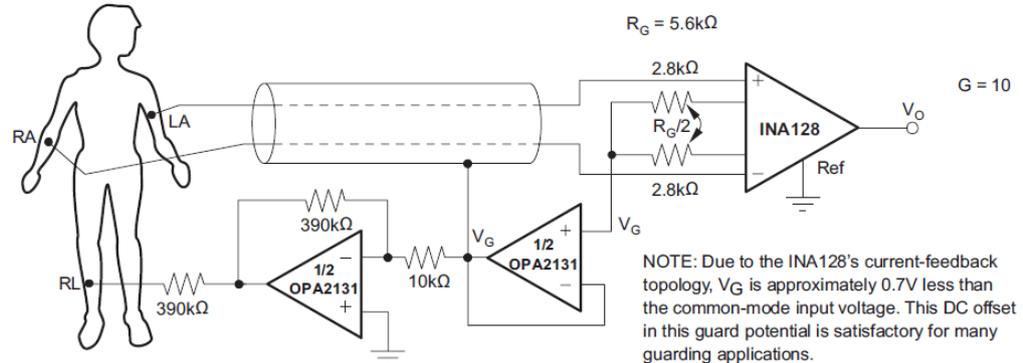


Figura 23 Circuito de pierna derecha

Fuente: (Texas Instruments, 1995)

La Figura 23 muestra el esquema de conexión para obtener el circuito de pierna derecha. El fabricante recomienda usar una ganancia de $G=10$; debido a ello, la resistencia R_G queda configurada por dos resistencias en serie, cada una con el valor de $2.8k\Omega$. Sin embargo, el valor comercial más cercano es de $2.7k\Omega$, por lo tanto la ganancia queda definida como:

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{2 * 2.7k\Omega} = 10.26$$

En la siguiente etapa, los amplificadores OPA2131 no fueron utilizados. Se tomó la decisión de usar los amplificadores incluidos en el TL084, pues durante las pruebas iniciales se comprobó que no existía mayor diferencia en la respuesta de las señales obtenidas y permitía reducir considerablemente el tamaño y cantidad de elementos por canal de adquisición.

3.4.2. Circuito de offset

Después de contar con la amplificación inicial para las señales EMG transmitidas por los electrodos, se implementa un circuito de offset a la salida del amplificador operacional de instrumentación; esto con el fin de eliminar cualquier componente de DC presente en la señal. Este tipo de circuitos se conocen como de acoplamiento de AC, pues permite pasar la señal análoga de una etapa del circuito hacia otra bloqueando cualquier efecto de corriente continua.

Originalmente se puede lograr esto conectando un potenciómetro en el pin de referencia del INA128, haciendo que el voltaje en la referencia sirva para eliminar cualquier offset presente en la señal. Este procedimiento no resulta práctico debido a que las condiciones de funcionamiento pueden cambiar fácilmente dependiendo del sujeto, temperatura, condiciones ambientales, etc.; para lo cual se deberían ajustar los parámetros para cada medida. Para evitar esto, una alternativa que presenta mejores resultados es la de una topología de acoplamiento AC, la misma que se encuentra en el datasheet del INA128. Al remover cualquier componente DC proveniente de los electrodos en el músculo, aseguramos que el amplificador entrega a la siguiente etapa una señal que contiene solamente información EMG junto con ruido; común en este tipo de aplicaciones. La manera en que se elimina dicho offset consiste simplemente en el hecho de que el circuito hace las veces de un filtro pasa alta. El nodo compartido por el capacitor y la resistencia sirve como un filtro pasabajas a 1,59Hz. Comparando este voltaje con la tierra usando uno de los amplificadores del TL084, la cantidad de offset a la salida en V_o relativa a V_{ref} es la salida del amplificador del TL084. Al suministrar este voltaje al pin de referencia del INA128 las componentes no deseadas de DC en los electrodos son llevadas hacia cero (Henderson & Gupta, 2014). Esta parte del circuito se muestra en la Figura 24.

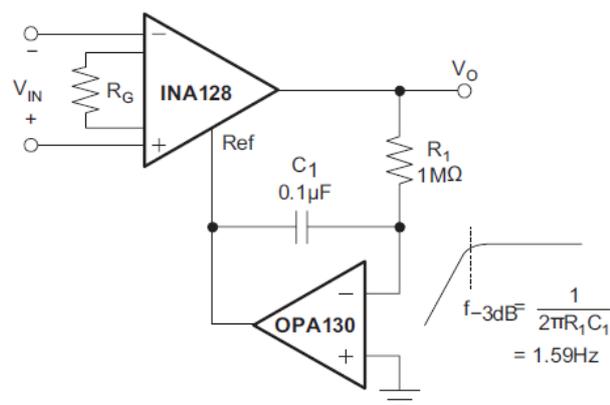


Figura 24 Circuito de acoplamiento AC

Fuente: (Texas Instruments, 1995)

3.4.3. Circuito de amplificación final y offset

Una vez estabilizada la señal con el uso del circuito descrito anteriormente, es necesario darle a las señales las características de amplitud y offset para que puedan ser registradas por la tarjeta de microcontrolador. Para cumplir con este fin, se amplifican las señales con factores diferentes dependiendo del músculo; debido a que en las pruebas realizadas a lo largo de la investigación se determinó que unos músculos requieren mayor amplificación que otros. Varios factores entran en juego debido a que hay grupos musculares mejor desarrollados o que dependiendo de su ubicación en el cuerpo están rodeados de mayor o menor cantidad de tejido adiposo; lo cual hace que la señal EMG tenga que atravesar más tejido hasta ser captada en la superficie por los electrodos.

El circuito que cumple esta función es el amplificador sumador no inversor, el cual es una configuración utilizada para realizar la suma de señales en el pin positivo del amplificador operacional; y dependiendo de la configuración de resistencias, se puede agregar ganancias a las señales que se desean sumar para presentarlas juntas a la salida del circuito.

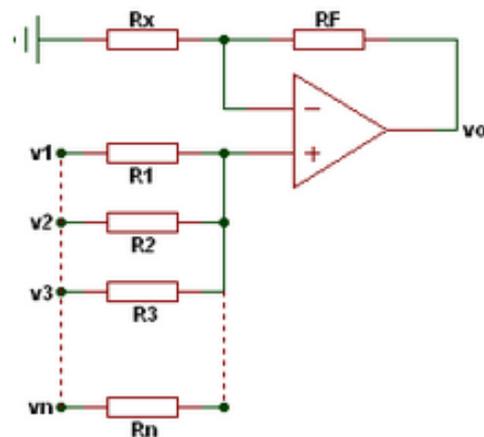


Figura 25 Amplificador sumador no inversor

Fuente: (Wilaeba electrónica, n.d.)

En la Figura 25 se observa que en esta configuración todas las señales que ingresan al pin no inversor del amplificador son sumadas y amplificadas

dependiendo de la relación de resistencias que exista con R_F . Teniendo en cuenta esto, el cálculo para el diseño del circuito para cada canal de EMG se define por dos ecuaciones (7) y (8).

$$R_n = \frac{R_F}{A_n} \quad (7)$$

Donde R_n es la resistencia que acompaña a cada señal de entrada, R_F es la resistencia de retroalimentación ubicada entre el pin inversor y la salida del amplificador; y A_n representa la ganancia deseada para la señal.

$$R_x = \frac{R_F * R_p}{R_p - R_F} \quad (8)$$

En (8) se busca calcular la resistencia restante del diseño; donde R_F es la resistencia de retroalimentación y R_p es el resultado del paralelo entre las resistencias de entrada. Una vez realizada la operación, para un cálculo negativo, la resistencia R_x se coloca entre tierra y el pin inversor; si el resultado es positivo, R_x se coloca entre tierra y el pin no inversor (Wilaeba electrónica, n.d.). Para el diseño del circuito se realizan cálculos correspondientes a pectoral medio, pectoral alto, trapecio alto y trapecio bajo que se detallan a continuación. Hay que tener la consideración que las baterías utilizadas para la alimentación del circuito son de 3,7V y 600mAh; adicionalmente la resistencia R_F en todos los casos es $R_F=100k\Omega$.

- Pectoral alto

$$V_o = 50V1 + 0,4V2$$

$$R1 = \frac{100K}{50} = 2K \rightarrow 2,2K\Omega \text{ (valor comercial)}$$

$$R2 = \frac{100K}{0,4} = 250K \rightarrow 270K\Omega \text{ (valor comercial)}$$

$$R_p = \left(\frac{1}{2,2K} + \frac{1}{270K} \right)^{-1} = 2,18K$$

$$R_x = \frac{100K * 2,18K}{2,18K - 100K} = -2,22K \rightarrow 2,2K\Omega$$

- Pectoral medio

$$V_o = 150V1 + 0,4V2$$

$$R1 = \frac{100K}{150} = 0,666K \rightarrow 680\Omega \text{ (valor comercial)}$$

$$R2 = \frac{100K}{0,4} = 250K \rightarrow 270K\Omega \text{ (valor comercial)}$$

$$Rp = \left(\frac{1}{0,680K} + \frac{1}{270K} \right)^{-1} = 0,678K$$

$$Rx = \frac{100K * 0,678K}{0,678K - 100K} = -0,683K \rightarrow 680\Omega$$

- Trapecio alto

$$V_o = 30V1 + 0,4V2$$

$$R1 = \frac{100K}{30} = 3,33K \rightarrow 3,3K\Omega \text{ (valor comercial)}$$

$$R2 = \frac{100K}{0,4} = 250K \rightarrow 270K\Omega \text{ (valor comercial)}$$

$$Rp = \left(\frac{1}{3,3K} + \frac{1}{270K} \right)^{-1} = 3,26K$$

$$Rx = \frac{100K * 3,26K}{3,26K - 100K} = -3,36K \rightarrow 3,3K\Omega$$

- Trapecio bajo

$$V_o = 100V1 + 0,4V2$$

$$R1 = \frac{100K}{100} = 1K\Omega \text{ (valor comercial)}$$

$$R2 = \frac{100K}{0,4} = 250K \rightarrow 270K\Omega \text{ (valor comercial)}$$

$$Rp = \left(\frac{1}{1K} + \frac{1}{270K} \right)^{-1} = 0,996K$$

$$Rx = \frac{100K * 0,996K}{0,996K - 100K} = -1,006K \rightarrow 1K\Omega$$

3.5. Tarjeta de microcontrolador

Como parte del sistema se cuenta con una tarjeta de microcontrolador que será la encargada de realizar el proceso de lectura de las señales provenientes de cada canal EMG. Para esto se hace uso de un conversor análogo-digital y posteriormente se hace el envío de estos valores por medio de Bluetooth hacia el computador para luego procesar, filtrar y desplegar las señales. El modelo de la tarjeta Teensy 3.2, usado en este proyecto, tiene la ventaja de que su tamaño es reducido, ideal para este tipo de aplicaciones; y la facilidad de ser programada haciendo uso de complementos como Teensyduino (paquete compatible con arduino), o el uso de WinAVR que es el compilador para los microcontroladores de la serie AVR.

Esta tarjeta de microcontrolador viene en varios modelos, sin embargo la variación más importante entre ellos es el tipo de microcontrolador usado, así como también sus capacidades de procesamiento. Dentro de su página web se puede ingresar a foros y muestras de los diversos proyectos que se han realizado usando esta tarjeta.

Tabla 3.

Especificaciones técnicas

Feature	Teensy 3.0	Teensy 3.2 Teensy 3.1	Units
Price	19.00	19.80	US Dollars
Processor	MK20DX128VLH5	MK20DX256VLH7	
Core	Cortex-M4	Cortex-M4	
Rated Speed	48	72	MHz
Overclockable	96	96	MHz
Flash Memory	128	256	kbytes
Bandwidth	96	192	Mbytes/sec
Cache	32	256	Bytes
RAM	16	64	kbytes
EEPROM	2	2	kbytes
Direct Memory Access	4	16	Channels
Digital I/O	34	34	Pins
Voltage Output	3.3V	3.3V	Volts
Voltage Input	3.3V Only	5V Tolerant	Volts
Analog Input	14	21	Pins
Converters	1	2	
Resolution	16	16	Bits
Usable	13	13	Bits
Prog Gain Amp	0	2	
Touch Sensing	12	12	Pins
Comparators	2	3	
Analog Output	0	1	Pins
DAC Resolution	-	12	Bits
Timers	11 Total	12 Total	
FTM Type	2	3	
PWM Outputs	10	12	Pins
PDB Type	1	1	
CMT (infrared) Type	1	1	
LPTMR Type	1	1	
PIT (interval) Type	4	4	
SysTick	1	1	
RTC (date/time) **	1	1	
Communication			
USB	1	1	
Serial	3	3	
With FIFOs	1	2	
High Res Baud	3	3	
Fast Clock	2	2	
SPI	1	1	
With FIFOs	1	1	
I2C	1	2	
CAN Bus	0	1	
I2S Audio	1	1	
FIFO Size	4	8	

Fuente: (Stofreggen, n.d.)

3.6. Módulo Bluetooth

Para la transmisión de los datos adquiridos por parte de la tarjeta de microcontrolador se hace uso de un módulo Bluetooth, el cual permite tanto enviar como recibir datos por puerto serial. La tecnología Bluetooth fue creada en 1994. Fue concebida como una alternativa a los cables de datos, usando transmisiones de radio para transferir datos en su lugar. Este estándar de comunicación apareció para dar una tecnología que permita la colaboración y conectividad de diversas aplicaciones e industrias.

Para la aplicación que se desarrolla en el proyecto se selecciona el módulo conocido como HC-05. Este módulo tiene las funciones de maestro esclavo y permite configurar los parámetros de comunicación para enfocarlo a nuestra aplicación.



Figura 27 Módulo Bluetooth HC-05

Fuente: (Botscience)

3.7. PCB del circuito

Con los cálculos finalizados para las etapas del circuito, es necesario contar con el diseño de las placas que albergarán los elementos con el fin de garantizar una disposición que permita su portabilidad y fácil ubicación en la prenda de vestir. Se decide dividir el proyecto en tres placas, la primera para los cuatro canales correspondientes a la zona torácica pectoral, la segunda que alberga los cuatro canales de la espalda y finalmente una placa para ubicar los elementos digitales y de control.

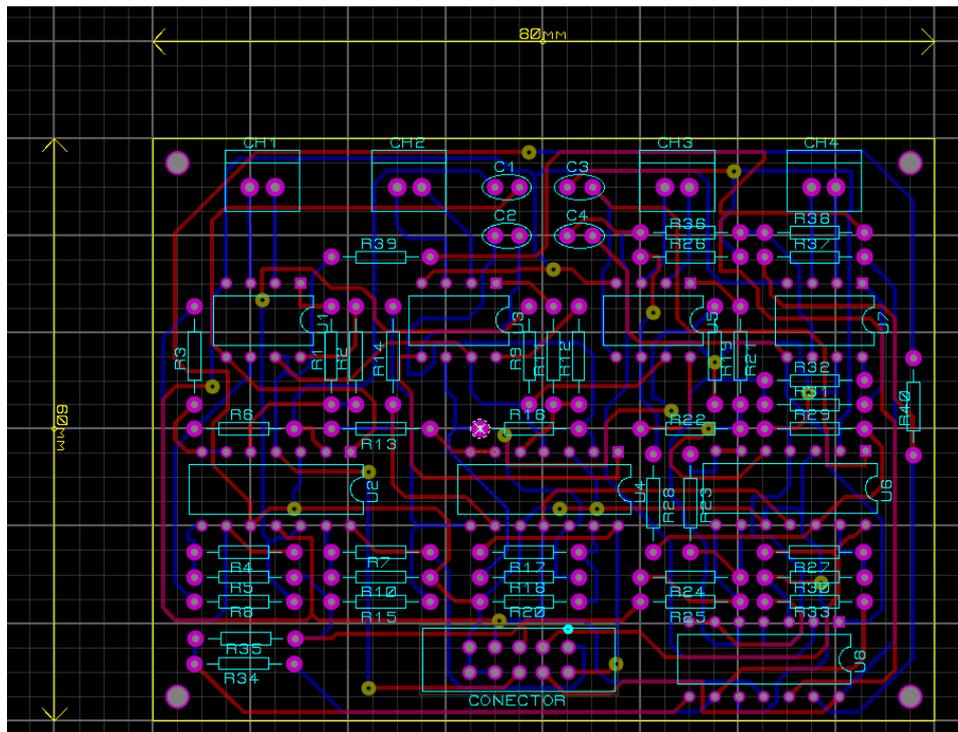


Figura 28 Dimensiones placa músculo pectoral

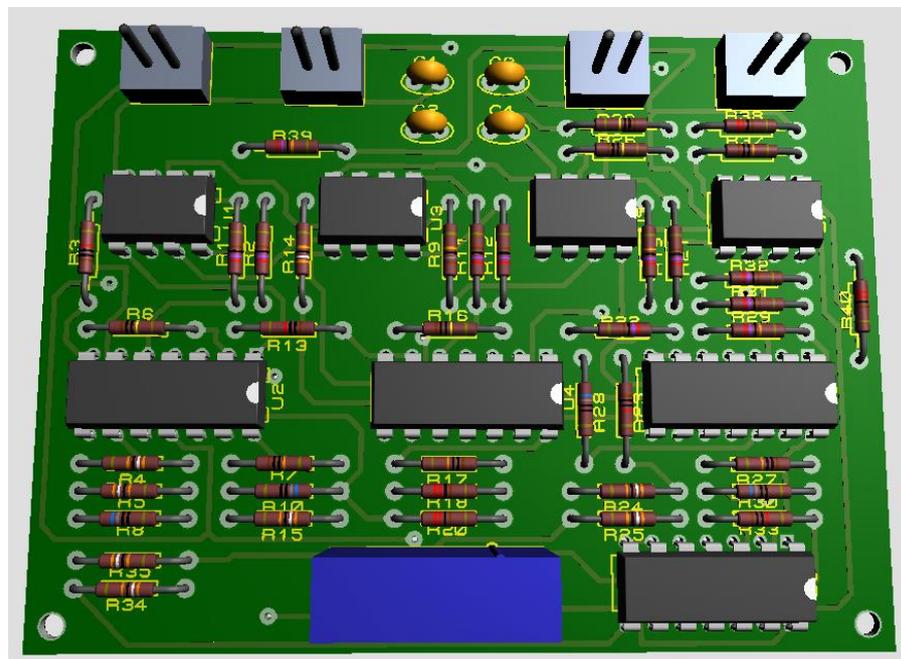


Figura 29 Placa músculo pectoral

En la Figura 28 y Figura 29 se puede observar la disposición de los elementos que forman parte de los cuatro canales dispuestos a la transmisión de las señales EMG hacia la tarjeta de microcontrolador. En la primera figura

se establecen las dimensiones para la placa y componentes, y en la segunda figura se muestra una representación 3D del modelo de la placa. El conector en la parte inferior consta de 10 pines. Se encarga de suministrar la alimentación positiva y negativa al circuito junto con tierra; además permite transmitir las señales análogas hacia la tarjeta Teensy ubicada en la placa de control.

El diseño para la placa trasera, que se encarga del músculo trapecio y dorsal, guarda la misma configuración; con la única diferencia que el conector se encuentra ubicado hacia un lado para que la correa de cables que van hacia la placa de control rodee el cuerpo del sujeto.

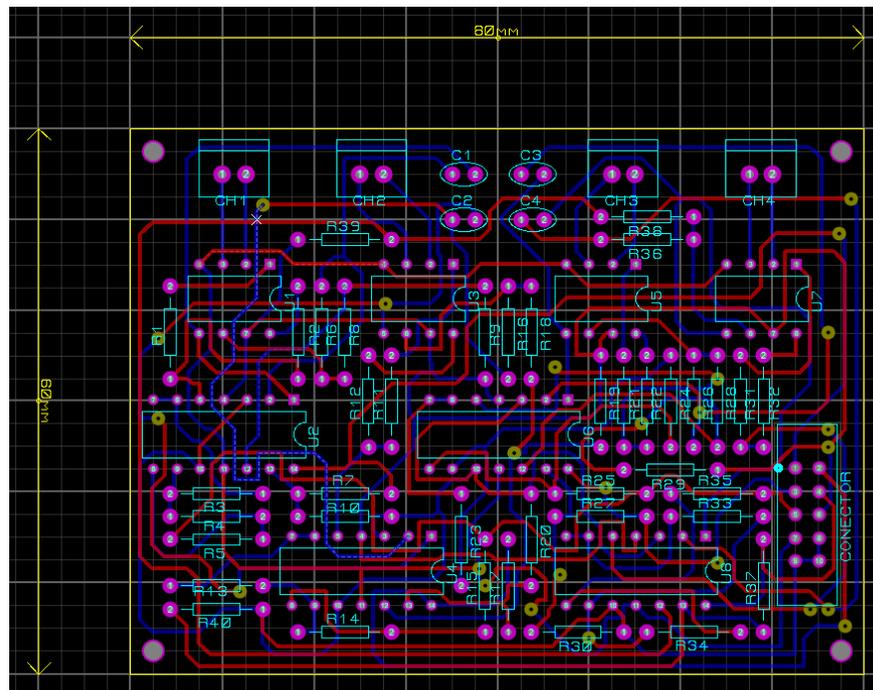


Figura 30 Dimensiones placa músculo trapecio

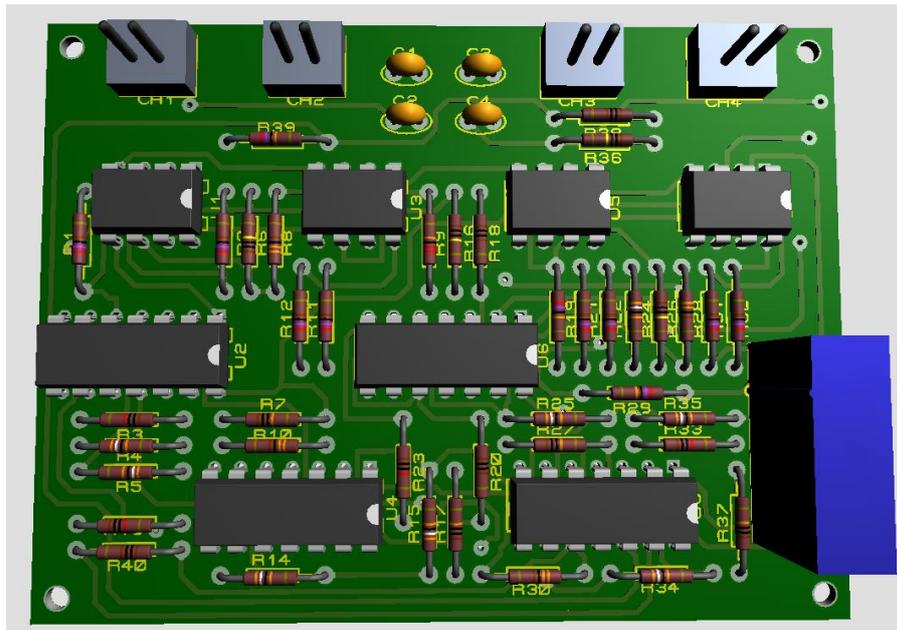


Figura 31 Placa músculo trapecio

La tercera placa contiene a los elementos de control y la tarjeta Teensy; y da las facilidades para conectar las baterías de alimentación, el módulo Bluetooth, el electrodo de referencia. Esta además contiene elementos como un switch de encendido y un LED indicador de conexión para el Bluetooth.

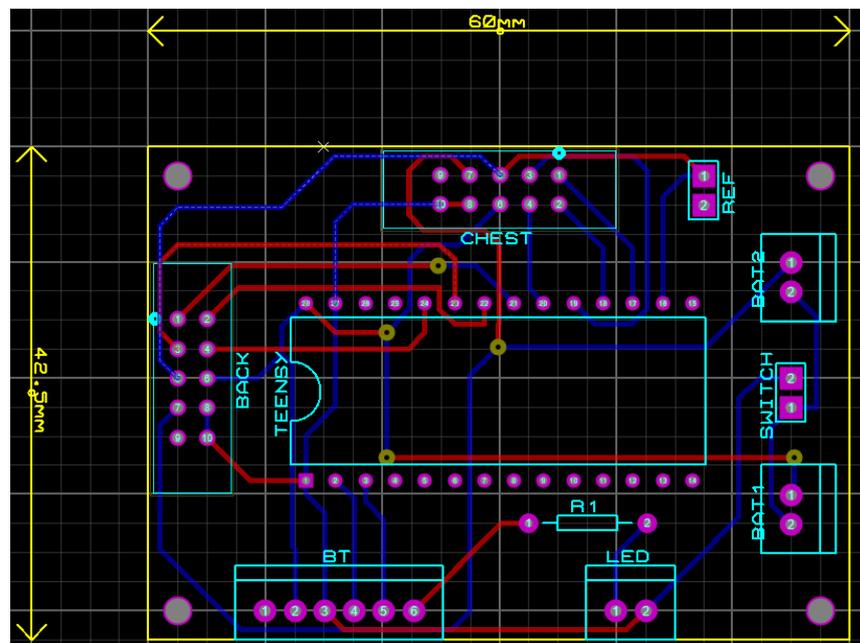


Figura 32 Dimensiones placa de control

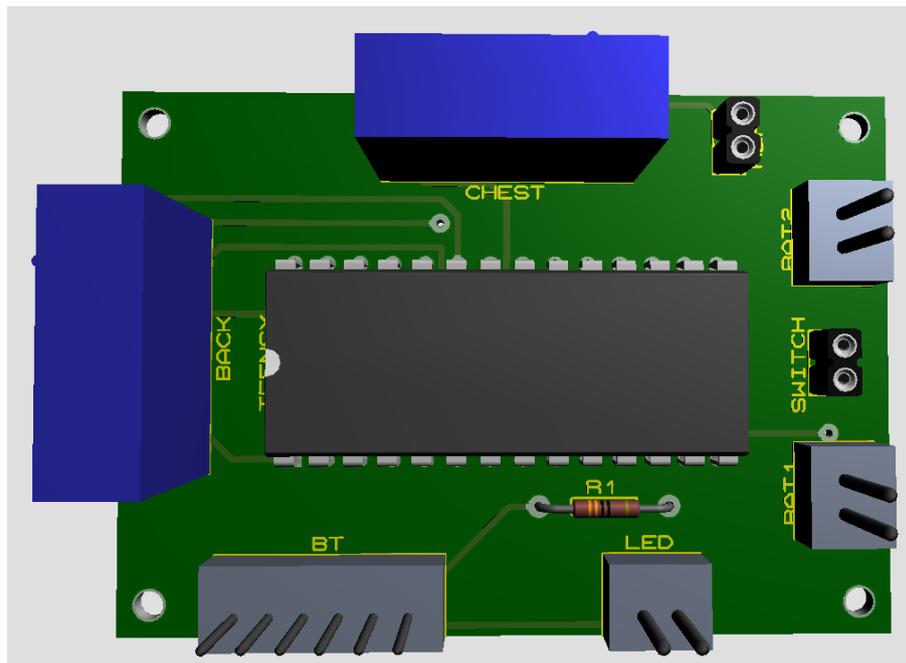


Figura 33 Placa de control

Con los diseños anteriores se procede a la elaboración de las placas para los ocho canales EMG y la tarjeta de control. El resultado de los diseños se muestra en la Figura 34. Se han añadido las correas que unen a las tres placas mediante conectores IDC. Con esto los circuitos se insertan en las cajas y sobre la prenda para la realización de las pruebas de funcionamiento.

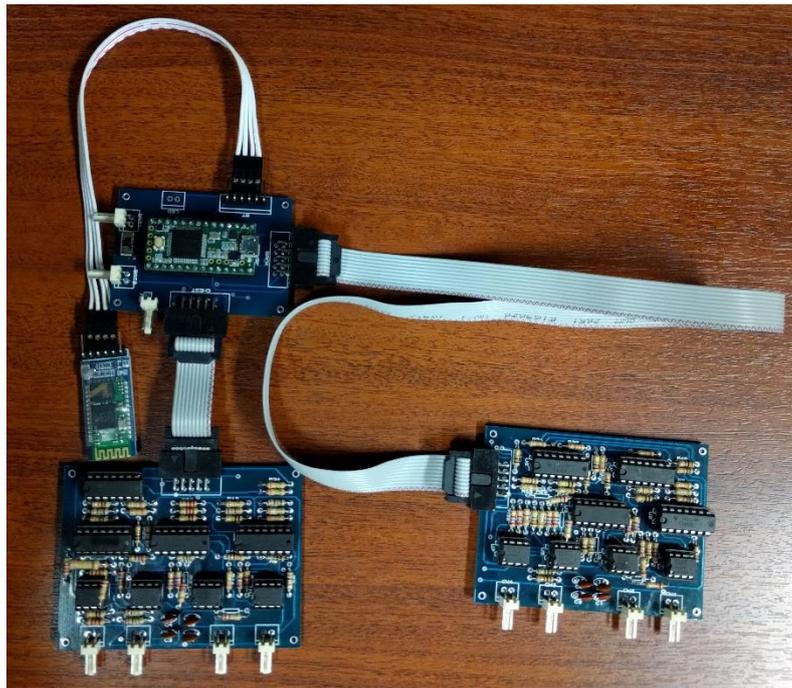


Figura 34 Placas EMG armadas

3.8. Cajas de las placas de circuito

Para montar las placas sobre la prenda se opta por utilizar la técnica de prototipado rápido usando la impresión 3D; mediante la elaboración de cajas para las placas del circuito. Los planos con dimensiones específicas se encuentran en el apartado de Anexos. A continuación se presentan los diseños de las cajas para cada una de las placas descritas en el apartado anterior. Cabe resaltar la facilidad que proporciona la impresión 3D para generar modelos y piezas que permiten acelerar los procesos de pruebas y uso de dispositivos.

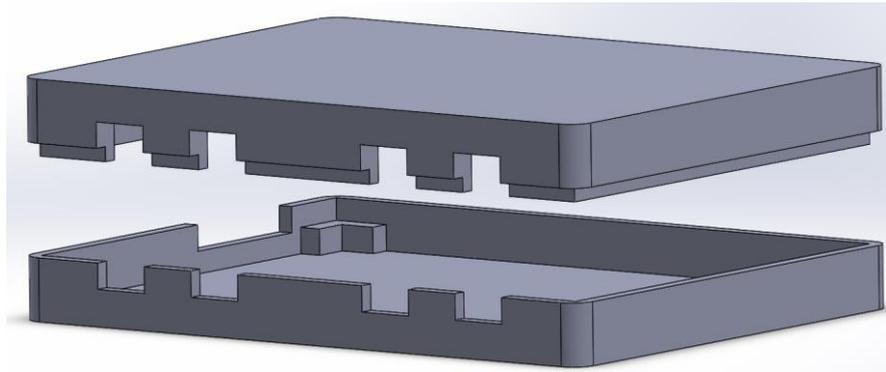


Figura 35 Caja para placa trasera

Cada una de las cajas cuenta con las ranuras necesarias para poder conectar tanto los electrodos como las correas de datos que permiten transmitir las señales hacia la tarjeta de microcontrolador en la placa de control.

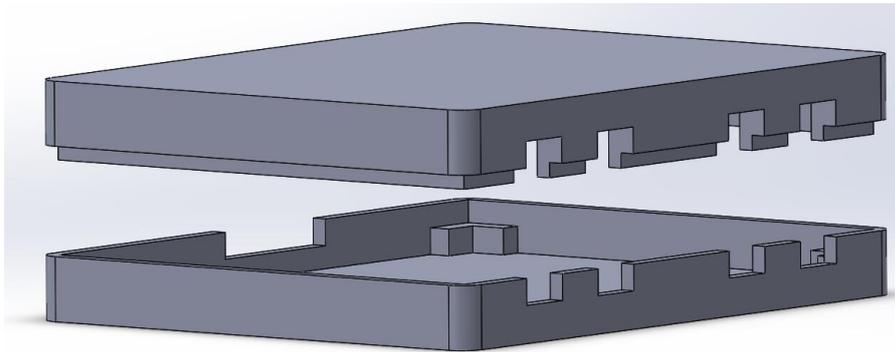


Figura 36 Caja para placa frontal

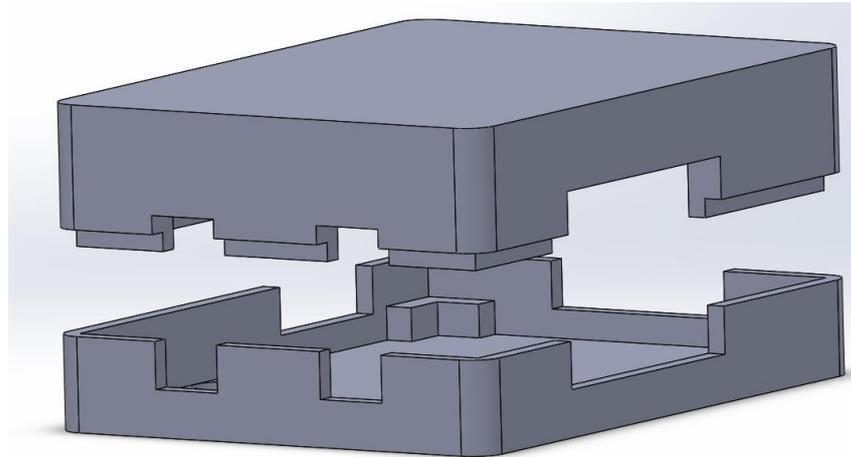


Figura 37 Caja para placa de control

3.9. Montaje final de la prenda

Con la totalidad de los elementos de hardware descritos en este capítulo el paso final consiste en montar los elementos en la prenda de vestir que los alberga, para que puedan captarse las señales musculares del sujeto. La prenda es diseñada como una faja post-operatoria para garantizar contacto en las zonas de interés usando la presión para juntar los electrodos secos con la piel. La prenda no es incómoda y no presenta ningún tipo de efecto adverso en el cuerpo del sujeto. Tampoco el contacto con los electrodos durante los períodos de prueba presenta molestia alguna. Las cajas que albergan los canales de EMG tiene dimensiones de 90x60x17mm, mientras que la caja de control tiene dimensiones de 70x52,5x23mm.

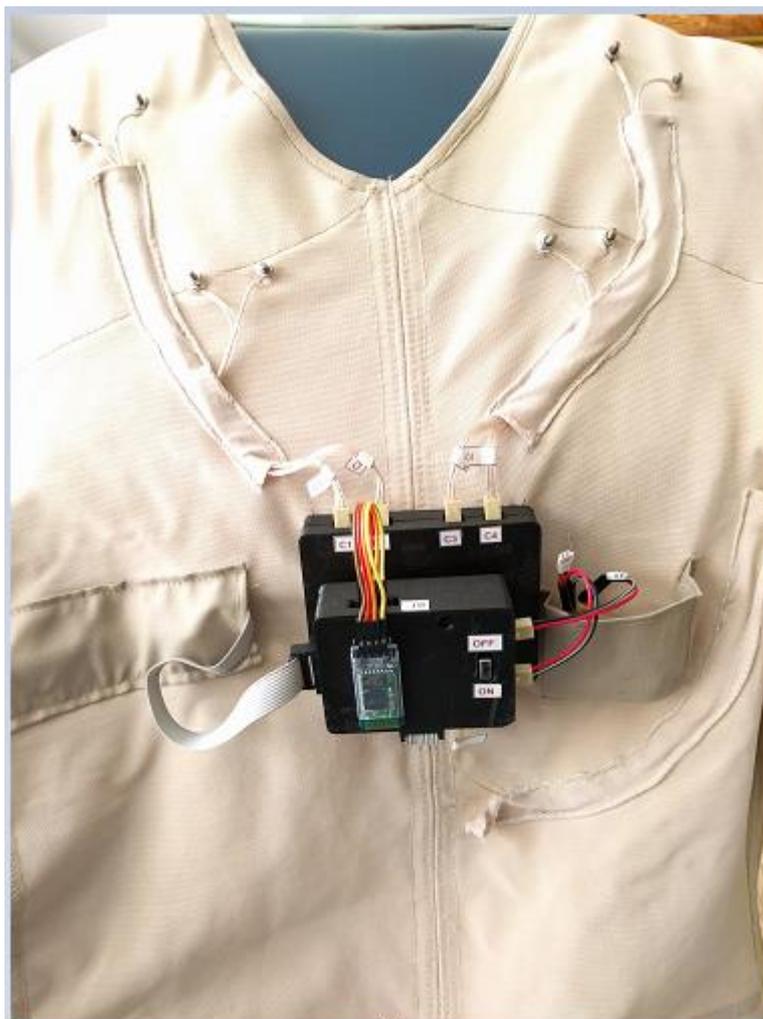


Figura 38 Parte delantera del chaleco



Figura 39 Parte posterior del chaleco



Figura 40 Chaleco durante período de pruebas

CAPÍTULO IV

DISEÑO DEL SOFTWARE DEL PROTOTIPO

4.1. Descripción del software del prototipo

El software se lo ha dividido en dos partes principales. Una parte pequeña que contiene el programa para la adquisición de las señales de los ocho canales de EMG y su envío mediante Bluetooth hacia el computador; y una segunda parte en el computador que contiene las funciones para la recepción de las señales, el proceso de filtrado usando el algoritmo LMS, el algoritmo de corte adaptativo de picos (adaptive spike clipping), las funciones para desplegar los resultados y señales en tiempo real, y los métodos para la simulación de movimiento usando Matlab junto con V-Rep.

En el capítulo anterior se menciona la selección de la tarjeta Teensy como el instrumento para el manejo de la lectura de las señales EMG y manejo del envío mediante Bluetooth. Las ventajas de esta tarjeta de desarrollo radican en su reducido tamaño y alta capacidad de procesamiento; paralelamente con el número necesario de puertos de lectura de señales análogas para cubrir las señales a adquirirse.

Toda la programación de la segunda parte del software se realiza en Matlab, debido a la facilidad que presenta para utilizar funciones matemáticas junto con la capacidad de generar interfaces gráficas de usuario (GUI). En el caso de la simulación la programación en V-Rep consiste en la definición de los movimientos a llevar a cabo por el manipulador y control de manera remota desde Matlab con funciones que permiten vincular los dos programas.

4.2. Diagrama de bloques del software

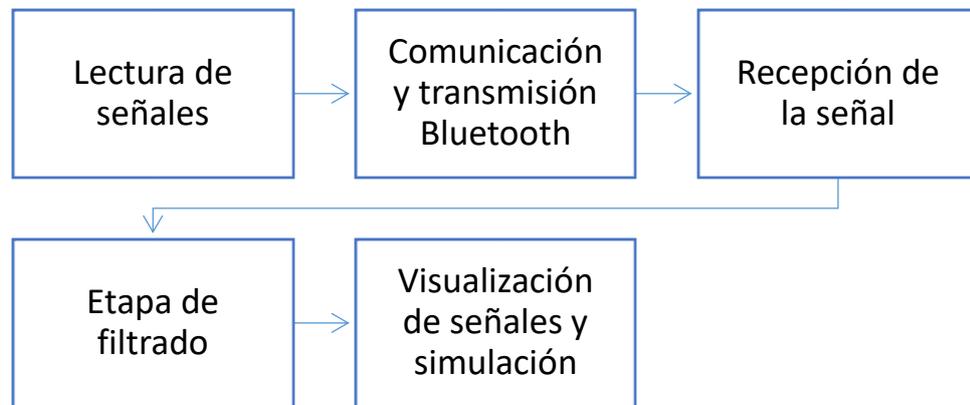


Figura 41 Diagrama de bloques del software

4.3. Lectura de señales

La lectura de las señales se programa en la tarjeta Teensy haciendo uso del complemento Teensyduino, que genera la compatibilidad de la tarjeta para que sea identificada dentro del software de programación propio de Arduino. Esto permite que se determinen características de operación para la tarjeta. En esencia el programa realiza 1000 lecturas cada segundo, lo que quiere decir que las señales están siendo muestreadas a 1KHz. Dicha frecuencia de muestreo cumple la condición del teorema de Nyquist que sostiene que para el proceso de muestreo de una señal la frecuencia debe ser de al menos dos veces la máxima frecuencia presente en la señal. Como se expuso en el Capítulo II, la mayor cantidad de información se encuentra hasta los 400Hz. El programa cuenta con pocas líneas de código que se encargan de activar las entradas análogas de la tarjeta en cada proceso de lectura.

```

while (count<muestras){ //Mientras no se hayan realizado las 100 lecturas
Serial1.print(analogRead(0)); //Se imprime en el puerto serial la lectura de cada canal
Serial1.print(" ");
Serial1.print(analogRead(1));
Serial1.print(" ");
Serial1.print(analogRead(2));
Serial1.print(" ");
Serial1.print(analogRead(3));
Serial1.print(" ");
Serial1.print(analogRead(4));
Serial1.print(" ");
Serial1.print(analogRead(5));
Serial1.print(" ");
Serial1.print(analogRead(6));
Serial1.print(" ");
Serial1.print(analogRead(7));
Serial1.print(" ");
Serial1.print(analogRead(8));
Serial1.print("\r");
count=count+1;
}

```

Figura 42 Código para lectura de señales

El código realiza las lecturas e inmediatamente las envía por el puerto serial. Los pines de entradas análogas se encuentran numerados desde cero hasta el ocho resultando en un total de nueve; esto se debe a que se realiza también la lectura de la señal proveniente del electrodo de referencia.

4.4. Comunicación y transmisión Bluetooth

En el mismo bloque de código anterior se encuentran las sentencias encargadas de abrir el puerto serial. Como en la Figura 42, en cada lectura se envían los valores de las señales a través del puerto serial separados por un carácter de espacio en blanco, para que en la recepción puedan los valores ser separados para la identificación de cada canal.

```

void setup() {
Serial1.begin(115200); //Velocidad del puerto serial en baudios
analogReadResolution(12); //Resolución de conversor análogo Digital
analogReadAveraging(4);
}

```

Figura 43 Puerto serial Bluetooth

Si bien en el datasheet del módulo Bluetooth se observa que se puede trabajar a velocidades muy superiores, en las pruebas que se realizaron se llegó a probar que no había manera de determinar manualmente la velocidad para el puerto serial en el software Matlab usando Bluetooth. Aún más cualquier velocidad superior a los 115200 baudios presentaba problemas.

4.5. Recepción de la señal

Después del envío de las señales mediante el módulo, la siguiente parte viene dada íntegramente en Matlab. En dicho software se realizan las configuraciones para abrir el puerto serial de ese lado y la respectiva conexión al módulo Bluetooth. Como se dijo anteriormente, desde Matlab no es posible definir la velocidad del puerto serial; al usar un objeto de tipo Bluetooth dentro de la documentación no existe un comando para configurar dicho parámetro. En la Figura 44 adicional a las líneas de configuración solamente resta añadir el comando “fopen(s);” para abrir el puerto serial del Bluetooth vinculado al objeto con la variable s.

```
delete(instrfind({''},{'CHALECO'}))
s= Bluetooth('CHALECO',1); %% Crear objeto del módulo bluetooth
s.Terminator='CR'; %%Definir el caracter terminador de tramas
disp(get(s,'Name')); %%Imprimir nombre del módulo BT
```

Figura 44 Configuración de Bluetooth en Matlab

Luego se procede a realizar la lectura del puerto serial. Cada 1ms llegan las lecturas en forma de una cadena con 9 valores separados por espacios y son registrados en un vector, para posteriormente se separados y asignados a variables específicas para su manejo individual dentro del programa.

```
lect=fscanf(s,'%u%u%u%u%u%u%u%u%u'); %% Lectura del puerto serial
if(length(lect)==ndatos)
    for i=1:ndatos
        lect(i,1)=lect(i,1)*3.3/4096; %% Conversión a valores de 0 a 3.3V
    end
    ref(index)=lect(1,1); %% Separación de las lecturas para su manejo individual
    voltage3(index) = lect(2,1);
    voltage4(index) = lect(3,1);
    voltage1(index) = lect(4,1);
    voltage2(index) = lect(5,1);
    voltage5(index) = lect(6,1);
    voltage6(index) = lect(7,1);
    voltage7(index) = lect(8,1);
    voltage8(index) = lect(9,1);
```

Figura 45 Lectura y asignación de variables

4.6. Etapa de filtrado

Una vez que las lecturas llegan a Matlab, se van registrando a razón de 1000 lecturas por segundo; datos con los cuales se procede a filtrar la señal. Como primer paso se tiene la aplicación del filtro adaptativo para deshacerse de interferencias, para lo que se usa como segunda señal la que proviene del

electrodo de referencia. En las pruebas se pudo ver que ayudaba a menguar ciertos puntos de la señal que al analizar el espectro de frecuencias aparecían como picos. Cabe recalcar que el algoritmo se replica para cada señal debido a que cada una de ellas se comporta de diferente manera. Como parámetros para el algoritmo se tiene el orden del filtro definido por el número de datos para trabajar en cada paso, el valor de μ para el cálculo inicial de pesos y K que es 1000; este último parámetro representa el número de muestras en cada instante. El valor de μ se escoge de manera empírica buscando una convergencia que permita funcionar al algoritmo de la mejor manera. Un valor muy alto puede volver inestable al filtro y un valor muy bajo hace que tome un número mayor de lecturas. La Figura 46 muestra la parte del código que representa la implementación del filtro adaptativo LMS.

```

%Parámetros del filtro adaptativo
N = 100;                % Orden filtro adaptativo
mu = 0.045;            % Tasa de aprendizaje
K = Fs;                %Numero de datos en cada análisis=1000

% Algoritmo LMS
ek1 = d1(k) - W1'*xk;
oe1(k) = ek1;
of1(k) = W1'*xk;
W1 = W1+2*mu*ek1*xk;

```

Figura 46 Bloque de algoritmo LMS

Seguidamente se aplica el algoritmo de “adaptive sipke clipping”. Este algoritmo busca minimizar en la medida posible los picos de ECG presentes en la señal. Para ello hace uso del valor promedio rectificado (average rectified value, ARV) y se dispone un valor de umbral que irá relacionado con el ARV para ir suprimiendo dicho picos en la señal ya sean negativos o positivos. En esencia se busca que dentro de la ventana de análisis, si existe un dato que en valor sea muy superior a los que le rodean, sea reemplazado por un valor relacionado con el ARV actual y el valor de ganancia seleccionado. Como parámetros para este algoritmo se tiene el largo de la ventana de datos que se analiza en cada instante ($n1$) y la ganancia para el umbral (g) (Zhou, Lock, & Kuiken, 2007). El algoritmo viene definido por dos comparaciones que permiten identificar qué valor debe tomar dicho punto en análisis.

$$\text{Si } |x(N)| > g * ARV_{WIN}(m) \rightarrow \text{entonces } out(N) = \text{sgn}(x(N)) * g * ARV_{WIN}(m) \quad (9)$$

$$\text{Si } |x(N)| \leq g * ARV_{WIN}(m) \rightarrow \text{entonces } out(N) = x(N) \quad (10)$$

En la primera expresión se tiene que si el valor $x(N)$ supera a la multiplicación del ARV con el valor de ganancia de la salida su valor será reemplazado por el valor con la función signo multiplicada con la ganancia y el ARV; reduciendo así su valor inicial y ajustándolo para que se acerque hacia los valores que están presentes en su ventana. La segunda expresión denota que si el valor de $x(N)$ es menor que el umbral, simplemente se conserva su valor original a la salida.

```

n1=250; %%Largo de ventana de muestras
g=1.8; %%Factor para umbral de amplitud

if abs(pmif1(i)) > g*arv1
    pmio1(in)=sign(pmif1(i))*g*arv1;
else
    pmio1(in)=pmif1(i);
end

```

Figura 47 Algoritmo de spike clipping

El último paso consiste en aplicar un filtro pasa banda a las lecturas para eliminar cualquier interferencia bajo los 35Hz y por sobre 400Hz y contar con la parte más representativa de la información EMG después de que se ha reducido en la mayor medida la presencia de la señal ECG. Para esto se hace uso de las funciones de Matlab que permiten crear filtros digitales que se ajusten a los parámetros que desee el usuario. Para aplicar el filtro a las señales deseadas basta con usar el comando “filter”, que tiene como parámetros el nombre del objeto del filtro seguido por el vector que contiene la señal que se desea filtrar.

```

Fs = Freq; %% Frecuencia de muestreo
N = 100; %% Orden del filtro
Fc1 = 35; %% Primera frec. de corte
Fc2 = 400; %% Segunda frec. de corte
%% Contruir el objeto que contiene el filtro
h = fdesign.bandpass('N,F3dB1,F3dB2', N, Fc1, Fc2, Fs);
Hd = design(h, 'butter');

```

Figura 48 Definición filtro pasa banda

```

pmioo1=filter(Hd,pmio1);
pmioo2=filter(Hd,pmio2);
pmioo3=filter(Hd,pmio3);
pmioo4=filter(Hd,pmio4);
pmioo5=filter(Hd,pmio5);
pmioo6=filter(Hd,pmio6);
pmioo7=filter(Hd,pmio7);
pmioo8=filter(Hd,pmio8);

```

Figura 49 Aplicación del filtro a las señales

4.7. Visualización de señales

Para poder desplegar las señales filtradas se requiere usar los comandos para dibujar propios de Matlab. Existe el comando “plot” sin embargo en foros dedicados a Matlab se habla de que es preferible usar el comando “line” que permite una mejor ejecución del código. El comando “line” tiene como parámetros los valores que representan la variable en X, los valores a desplegarse en Y, el color de la línea y el método para acceder a la variable que pertenece al plano de dibujo; puesto que como se muestra más adelante se despliegan las 8 señales y cada plano de dibujo se considera como una variable. La Figura 50 es un extracto del código, explicado para tres señales y que es perfectamente replicable para las demás.

```

line('XData',time(t:t+index-2),'YData',pmioo1(t+c:count-b),'Color','b','Parent',handles.pmi);
hold on;
line('XData',time(t:t+index-2),'YData',pmioo2(t+c:count-b),'Color','b','Parent',handles.pai);
hold on;
line('XData',time(t:t+index-2),'YData',pmioo3(t+c:count-b),'Color','b','Parent',handles.pmd);
hold on;

```

Figura 50 Método para graficar señales

4.8. Interfaz gráfica de usuario (GUI)

La interfaz es parte fundamental del proyecto pues permite que las señales que son captadas por el sistema EMG puedan ser desplegadas de una forma amigable hacia el usuario; además permite que se puedan visualizar los ocho canales al mismo tiempo para poder observar el comportamiento total de los músculos cuando se realizan los movimientos establecidos en el protocolo de pruebas. A continuación la Figura 51 muestra la etapa inicial de la interfaz que

cuenta con una pantalla de inicio, la misma que tiene la intención de presentar el proyecto y sus involucrados.



Figura 51 Ventana principal GUI

La pantalla principal además de mostrar el título del proyecto cuenta con el botón ubicado en la esquina inferior derecha que dice Adquisición. Este botón al ser presionado abre la segunda ventana en donde se registra toda la operación del prototipo. Al inicializar la ventana de adquisición se puede observar un panel de botones al lado izquierdo que es el que facilita la operación de las diversas opciones con las que cuenta la interfaz. En la parte derecha se ubican los planos de gráfica que son los encargados de desplegar las señales que están siendo adquiridas por los circuitos para cada canal de EMG. Cada gráfica cuenta con el nombre del músculo que será desplegado y también tiene predefinidos los valores para los ejes; se despliegan diez segundos y a continuación la gráfica inicia de nuevo desde cero tal como se muestra en la Figura 52.

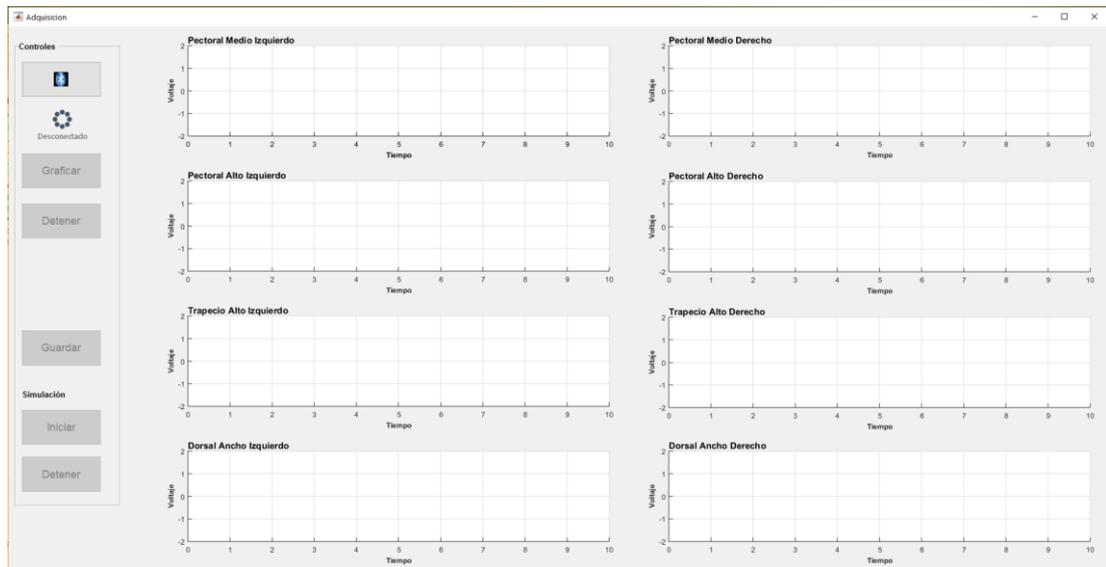


Figura 52 Ventana de adquisición

El primer botón cuenta con un ícono de Bluetooth y es el encargado de iniciar la comunicación con la tarjeta Teensy. Al posicionar el cursor del mouse sobre el botón, se muestra un mensaje alusivo a la conexión con el módulo. Justo abajo del botón se encuentra un ícono animado que muestra el estado de conexión, y que de existir un error muestra el mensaje de alerta respectivo. Este comportamiento se muestra en la Figura 53.



Figura 53 Funcionamiento de conexión Bluetooth

Si existe algún problema con el módulo Bluetooth durante el proceso de conexión se muestra un mensaje de error y el ícono animado igualmente muestra el texto de error. Este error sucede si el módulo no se encuentra encendido o si se encuentra conectado a otro equipo, y por lo tanto no se puede establecer la conexión. Esta parte del programa se muestra en la Figura 54.

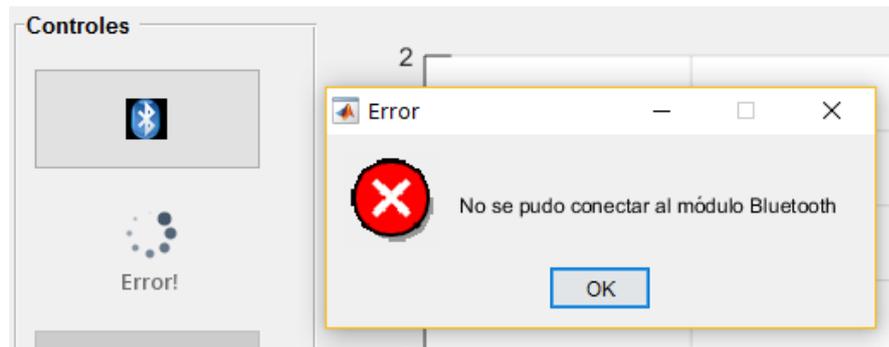


Figura 54 Error de conexión Bluetooth

En el mismo panel se encuentran los botones de Graficar y Detener que son los encargados de controlar el despliegue de las señales que están siendo captadas por los canales de EMG. Al presionar el botón Graficar se deshabilitan los demás botones y solo puede presionarse el botón detener que lleva a la interfaz a la configuración inicial de la ventana.

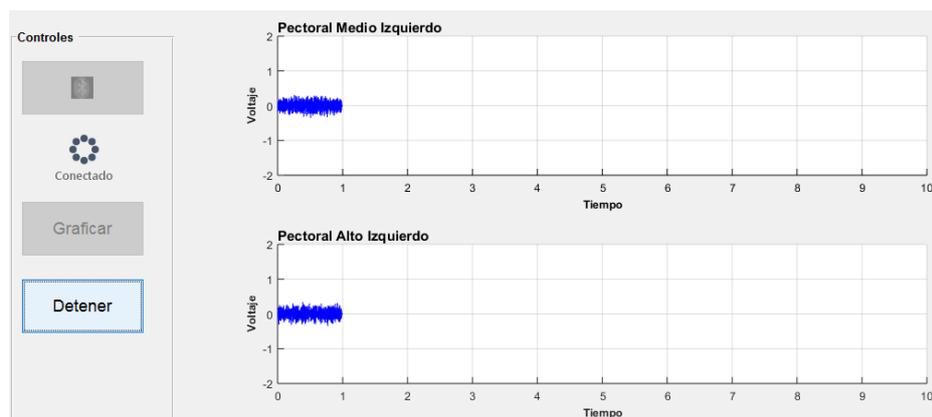


Figura 55 Función Graficar de GUI

Cuando se presiona el botón Detener ubicado bajo Graficar aparece un menú desplegable que cuenta con los tres grupos de músculos que se miden con el prototipo. Al presionar sobre cualquiera de ellos, en la parte derecha se muestran las señales completas que se registraron durante toda la medición para el músculo derecho e izquierdo. Adicionalmente, bajo el menú desplegable se habilita el botón Guardar, que al ser presionado genera un archivo “.mat” que contiene las señales crudas que llegan a Matlab, la señal de referencia y las señales filtradas; con lo cual se puede realizar cualquier análisis extensivo posteriormente para cada uno de los canales de adquisición EMG con el mismo software.

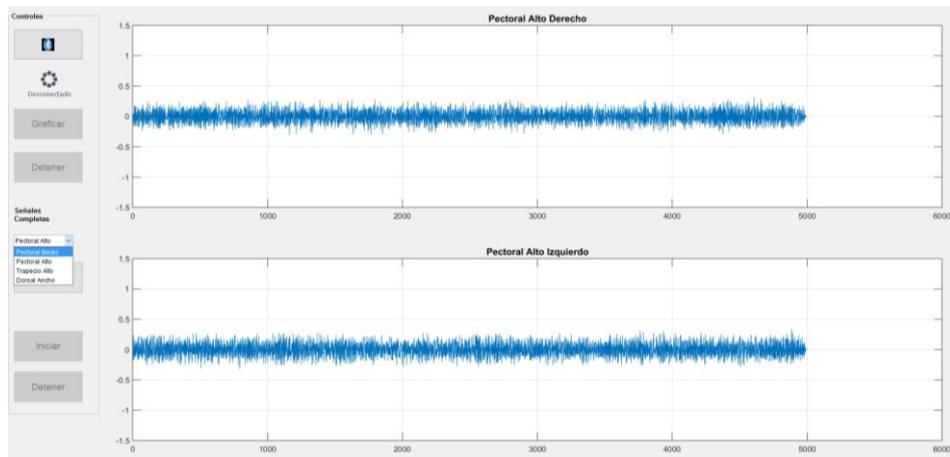


Figura 56 Señales completas

4.9. Simulación en V-REP

Los últimos dos botones del panel de controles son Iniciar y Detener, que son vinculados a la simulación en el software V-REP. Esta plataforma permite crear simulaciones para experimentación haciendo uso de la biblioteca de equipos y manipuladores disponibles para los usuarios. Es un entorno de desarrollo que puede ser controlado mediante la programación de scripts, plugins, nodos de Robot Operating System (ROS), y API remota (Coppelia Robotics, 2016). La última opción es la que se usa para este proyecto; la cual consiste en hacer uso de funciones predefinidas que son compatibles con Matlab para que se pueda enviar y recibir comandos desde y hacia Matlab.

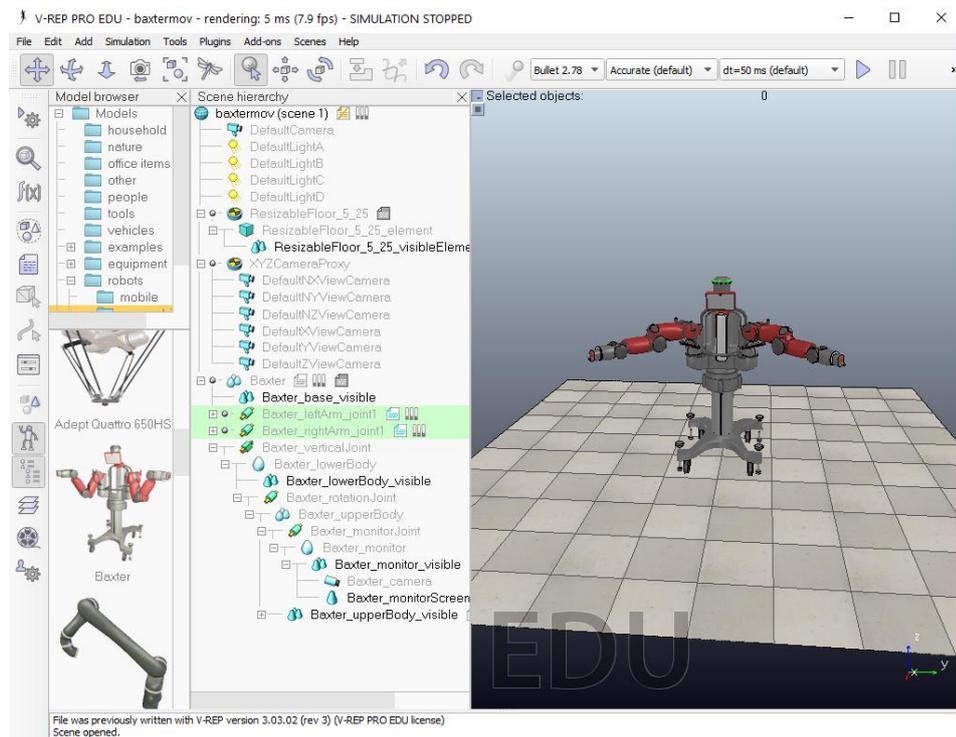


Figura 57 Entorno de desarrollo en V-REP

Para la aplicación del proyecto se selecciona el modelo Baxter que es un manipulador que cuenta con dos extremidades. Para definir el movimiento del manipulador se genera el código correspondiente en los scripts anidados, que corresponden a cada una de las extremidades tanto derecha como izquierda. Dentro de los mismos se configuran los tipos de movimiento, velocidades y aceleraciones para las articulaciones. Resta definir los ángulos que deben girar cada una de las articulaciones para que el manipulador realice los movimientos que el usuario desea.

```

while (simGetSimulationState()~=sim_simulation_advancing_abouttostop) do
  dat=simGetStringSignal('deMatlab1')
  simClearStringSignal('deMatlab1')
  print('la senal izquierda es:')
  print(dat)

  if (dat=='1') then
    simClearStringSignal('deMatlab1')
    -- Move to the neutral location (by generating a direct path):
    config={45*math.pi/180,45*math.pi/180,0,0,0,0}
    path,lengths=generateDirectPath(config,fkSteps)
    executeMotion(path,lengths,maxVel,maxAccel,maxJerk)

    -- 1 Move to the pectoral location (by generating a direct path):
    config={45*math.pi/180,0,0,0,0,0}
    path,lengths=generateDirectPath(config,fkSteps)
    executeMotion(path,lengths,maxVel,maxAccel,maxJerk)

    config={-20*math.pi/180,0*math.pi/180,-90*math.pi/180,45*math.pi/180,0,0}
    path,lengths=generateDirectPath(config,fkSteps)
    executeMotion(path,lengths,maxVel,maxAccel,maxJerk)

    -- Move to the neutral location (by generating a direct path):
    config={45*math.pi/180,45*math.pi/180,0,0,0,0}
    path,lengths=generateDirectPath(config,fkSteps)
    executeMotion(path,lengths,maxVel,maxAccel,maxJerk)
  end
end

```

Figura 58 Extracto de script Baxter

En la Figura 58 se muestra una parte del código para la extremidad izquierda del modelo Baxter. Se puede observar que se realizan lecturas constantes para determinar el comando que ingresa desde Matlab; para que al ser identificado el manipulador realice el movimiento predefinido en el script. El comando llega en forma de un carácter que luego de una comparación el script procede a ejecutar las líneas de código correspondientes a los ángulos que deben rotar las articulaciones de Baxter.

En Matlab se añaden las líneas de código para crear el objeto perteneciente a la simulación de V-REP. Aquí se define el puerto que será utilizado para la conexión y a continuación se puede iniciar de manera remota la simulación. Las líneas de código presentes en la Figura 59 se ejecutan al presionar el botón Iniciar.

```

%Iniciar la comunicación y la simulación de V REP
global vrep s clientID;
vrep=remApi('remoteApi'); % using the prototype file (remoteApiProto.m)
vrep.simxFinish(-1); % just in case, close all opened connections
clientID=vrep.simxStart('127.0.0.1',19997,true,true,5000,5);
vrep.simxStartSimulation(clientID,vrep.simx_opmode_blocking);

```

Figura 59 Definición de objeto V-REP

```
if arv11 > 0.07 && arv55 > 0.07 &&& arv66 > 0.4
    disp('Primer movimiento');
    vrep.simxWriteStringStream(clientID, 'deMatlab1', '1', vrep.simx_opmode_oneshot);
    vrep.simxWriteStringStream(clientID, 'deMatlab2', '2', vrep.simx_opmode_oneshot);
    pause(7);
    disp('Puede volver a mover');
```

Figura 60 Código para envío de cadenas a V-REP

En Matlab, para enviar los caracteres que son reconocidos por V-REP primero se realizan comparaciones del valor de ARV de los músculos; esto para determinar cuál de los movimientos predefinidos ha realizado el sujeto que está usando el prototipo. A continuación se usa el comando “vrep.simxWriteStringStream” que entre sus parámetros tiene el nombre del objeto de Matlab para la simulación, el nombre de la cadena o carácter a ser enviado, el carácter que se desea enviar y el tipo de operación para la simulación (Coppelia Robotics, 2016). La descripción de estos comandos y los demás disponibles para el uso de V-REP mediante Application Programming Interface (API), se los puede encontrar en la página de Coppelia Robotics.

CAPÍTULO V

PRUEBAS Y RESULTADOS

5.1. Descripción de las pruebas

Con el prototipo una vez montado y luego de pruebas realizadas con los canales por separado, es necesario contar con pruebas de funcionamiento total para la adquisición de los ocho canales EMG. De esa manera es posible observar el comportamiento de activación de los músculos de interés en el torso, mientras se realizan ejercicios predefinidos. Antes de iniciar con la descripción de los ejercicios se muestra la ubicación de los electrodos dispuestos sobre la prenda para captar las señales EMG. Las pruebas consisten en una serie de movimientos con equipo de gimnasio que apuntan justamente a estimular los músculos donde se ubican los electrodos.

5.2. Ubicación de electrodos

La disposición de los electrodos sobre la prenda se realiza de modo que para cada músculo se cuente con un canal tanto en el lado derecho como en el izquierdo. En total se dispone electrodos en cuatro músculos del torso, en la parte de adelante se tiene la cabeza clavicular del pectoral mayor y la cabeza esternal; mientras que en la espalda se tiene canales en los trapecios superiores y en los músculos dorsales.

5.2.1. Pectoral mayor (clavicular y esternal)

Para este caso la ubicación de los electrodos es específica. Las funciones en las que este músculo influye son rotación interna y flexión del hombro y aducción horizontal del brazo. Hay que tener en consideración que las dos cabezas se insertan en el tubérculo mayor del húmero. Para la cabeza clavicular se debe palpar la clavícula y ubicar dos electrodos en la pared muscular del pecho en un ángulo oblicuo hacia la clavícula. Para la parte esternal se debe palpar el pliegue axilar anterior, mientras el sujeto gira el

brazo. Se ubican los dos electrodos de manera horizontal sobre la pared muscular que se levanta en el pecho del sujeto (Criswell, 2010).

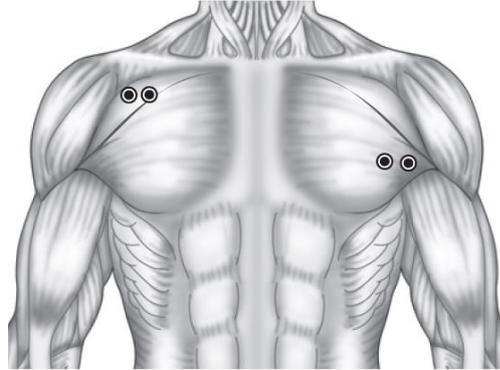


Figura 61 Ubicación de electrodos en pectoral mayor

Fuente: (Criswell, 2010)

5.2.2. Trapecio superior

De la misma manera en el trapecio la ubicación de los electrodos es específica. Entra en acción en la aducción, rotación hacia arriba y elevación de la escápula, y la flexión lateral de la cabeza. Se ubican los electrodos de manera que descansen paralelos al sentido que recorren las fibras a lo largo de la cresta del hombro y a la mitad de la distancia que separa la vértebra C7 y el acromion. Dentro de las variaciones de posición, mientras más lejos de la cresta mayor actividad relacionada con la aducción de la escápula se registra (Criswell, 2010).

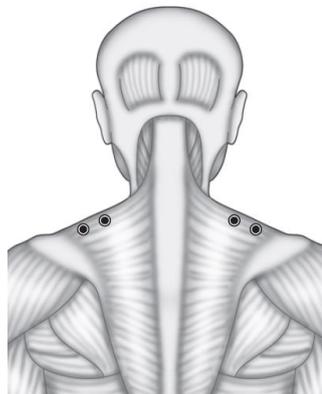


Figura 62 Ubicación de electros en trapecio superior

Fuente: (Criswell, 2010)

5.1.1. Dorsal

Para el músculo dorsal se tiene que sus funciones son la rotación interna, aducción y extensión del hombro y brazo; participando además en la rotación, flexión lateral y extensión del torso. Para ubicar los electrodos se debe palpar la escápula, donde dos electrodos se ubican aproximadamente 4cm bajo la punta inferior de esta escápula teniendo en cuenta la mitad de la distancia entre la espina dorsal y el borde del torso. Se ubican con una ligera inclinación de más o menos 25 grados.

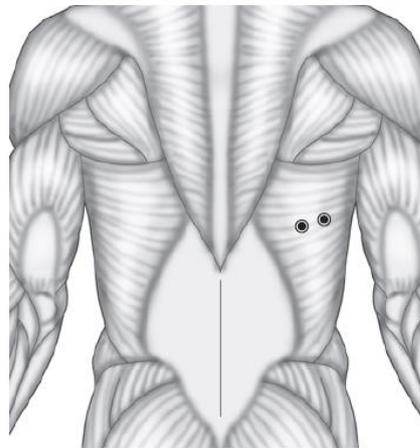


Figura 63 Ubicación de electrodos en músculo dorsal

Fuente: (Criswell, 2010)

5.2. Protocolo para medición de señales EMG

Una vez definidas las ubicaciones de los electrodos en los músculos del torso, es necesario contar con especificaciones que sirvan para identificar el método que se sigue para las pruebas. Se toma para esto como referencia las recomendaciones presentes en el documento Standars for Reporting EMG Data que viene dado por parte de la Sociedad Internacional de Electrofisiología y Kinesiología (Merletti, 1999).

Acerca de los electrodos superficiales se puede mencionar las siguientes consideraciones.

- El material del electrodo es acero inoxidable.
- La forma de electrodo es cuadrada.

- Su tamaño es de 1cm por lado.
- La superficie de contacto se libera de vellosidad y se limpia con alcohol previo a las pruebas.
- La separación entre electrodos está en el rango de 1cm a 2cm.
- La ubicación corresponde a la descrita en la Figura 61, Figura 62 y Figura 63.

Para el modo de detección, amplificación y filtrado se tiene lo siguiente.

- Configuración bipolar.
- La impedancia de entrada en los amplificadores es alta.
- La relación de rechazo en modo común con ganancias de 10 es de 93dB.
- Ganancias para los músculos pectoral medio de 1500, pectoral alto de 500, trapecio superior de 300 y músculo dorsal de 1000.
- Los filtros usados son de tipo adaptativo con algoritmo LMS junto con un algoritmo de corte de picos de señal y un filtro pasa banda Butterworth con $f_{c1}=35\text{Hz}$ y $f_{c2}=400\text{Hz}$.
- El muestreo de la señal se realiza a 1KHz por lo tanto se cumple el teorema de Nyquist.

Con las consideraciones anteriores se genera una lista de recomendaciones generales que se deben ejecutar previo a cada experimento:

- Retirar la vellosidad del área con el cuidado de no generar irritación o heridas en el proceso.
- Limpiar la zona de la piel con alcohol para remover aceites y células muertas. Dejar libre la piel hasta que se seque.
- Evitar en la medida posible manipulación de los electrodos durante la colocación de la prenda.
- Retirar objetos como relojes pulseras y collares. Verificar que el sujeto se encuentre al menos a un metro de cualquier aparato electrónico ajeno a los de la prenda.
- Revisar la correcta colocación de la prenda y la posición de los electrodos que mantengan contacto con la piel.
- Conectar el cableado después de un minuto.
- Las pruebas iniciarán 30 segundos después de finalizada la manipulación del cableado.
- Se realizan repeticiones de cada ejercicio con una duración máxima de 2 segundos de contracción. El descanso entre repeticiones está limitado a 2 segundos y se realizan series de 8 repeticiones.
- El descanso entre series de ejercicios será de cinco minutos.

5.3. Rutina de ejercicios

5.3.1. Pectoral mayor (zona clavicular y esternal)

Para la estimulación de este grupo muscular se selecciona los ejercicios conocidos como crossover con cable de abajo hacia arriba, el crossover normal y el press de minero. Estos ejercicios se muestran en las Figuras Figura 64, Figura 65 y Figura 66 respectivamente.

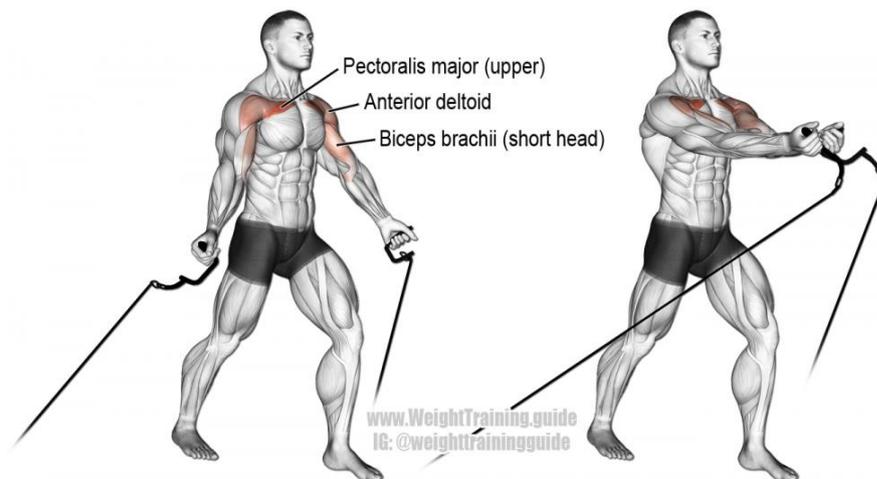


Figura 64 Crossover con cable

Fuente: (Weight Training Guide, n.d.)



Figura 65 Press de minero

Fuente: (Bodybuilding Advisor, 2016)

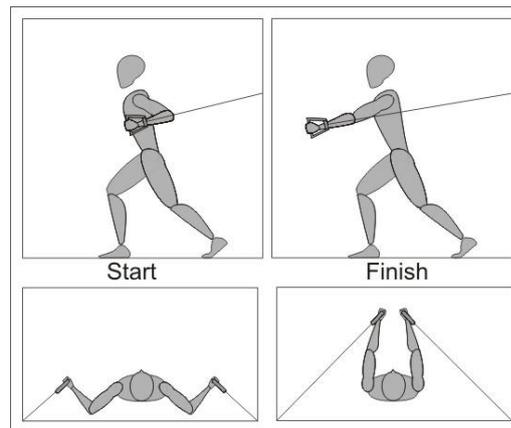


Figura 66 Vuelo crossover con cables

Fuente: (Spartafit, 2007)

5.3.2. Trapecio superior

Para la estimulación de este músculo ubicado en la parte superior de la espalda que cubre además la zona entre el hombro y el cuello, se escogió el encogimiento de hombros y levantamiento lateral de mancuernas mostrados en las Figuras Figura 67 y Figura 68 respectivamente.



Figura 67 Encogimiento de hombro con mancuernas

Fuente: (Men's Health, 2015)



Figura 68 Levantamiento lateral de mancuernas

Fuente: (Men's Health, 2015)

5.3.3. Músculo dorsal

El Dorsal es un músculo que cubre una parte considerable de la espalda y se involucra en algunos movimientos. Para las pruebas del prototipo se selecciona como ejercicios al remo sentado y polea al pecho que se muestran en las Figuras Figura 69 y Figura 70.

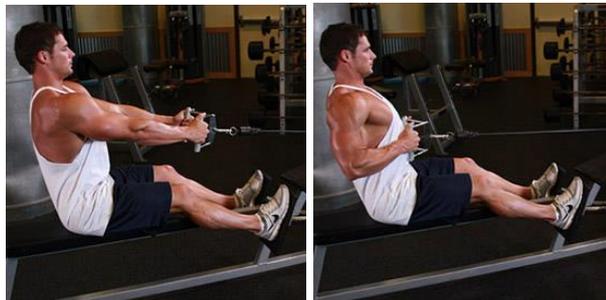


Figura 69 Remo sentado

Fuente: (Eiesly, 2015)



Figura 70 Polea al pecho

Fuente: (Eiesly, 2015)

5.4. Pruebas generales de funcionamiento

Con la prenda montada sobre el sujeto se realizan las primeras pruebas tanto de conexión como de verificación del correcto funcionamiento y disposición de los electrodos. Es necesario observar si todos los canales están funcionando y si las señales están siendo captadas en las ocho ubicaciones sobre el torso. En el capítulo IV se mencionó que cuando las señales son guardadas no solo se cuenta con las señales filtradas, además se incluyen las señales crudas con el fin de comparar y si es necesario realizar otro tipo de procesamiento que sea de interés en la investigación.

En la Figura 71 se muestran las señales crudas procedentes del sistema. Las ocho señales como se pueden observar aun cuentan con el desfase que se implementa en el hardware para que la tarjeta de microcontrolador realice las lecturas. Al ser señales sin procesar se puede observar que aparecen interferencias por ruido externo, movimiento y es clara la presencia del componente de señal ECG; principalmente en el pectoral medio, alto y el dorsal al lado izquierdo.

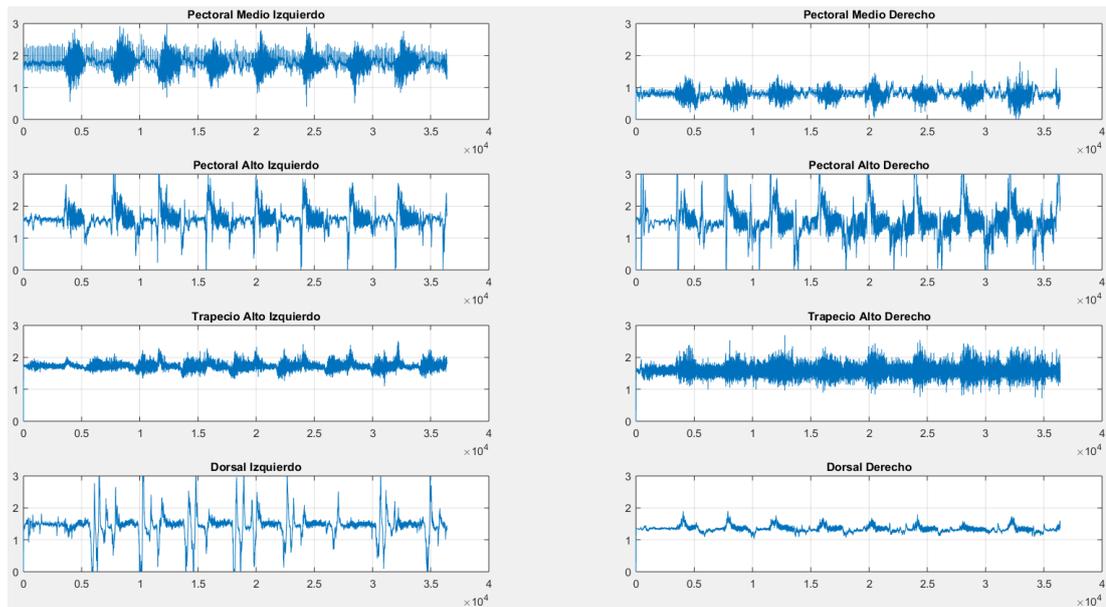


Figura 71 Señales crudas del sistema

Además el sistema al ser montado alrededor de una prenda de vestir, hace que el movimiento relativo entre piel y electrodos genere los picos que se observan en las señales. Como se mencionó en el Capítulo II, la selección de electrodos secos conlleva el reto de encontrarse con las interferencias por movimiento; esto debido a que no existe una fijación con adhesivos como en las pruebas clínicas regulares. En la prenda que forma parte de este proyecto el contacto entre la piel y los electrodos se da por la presión que ejerce la prenda sobre el sujeto.

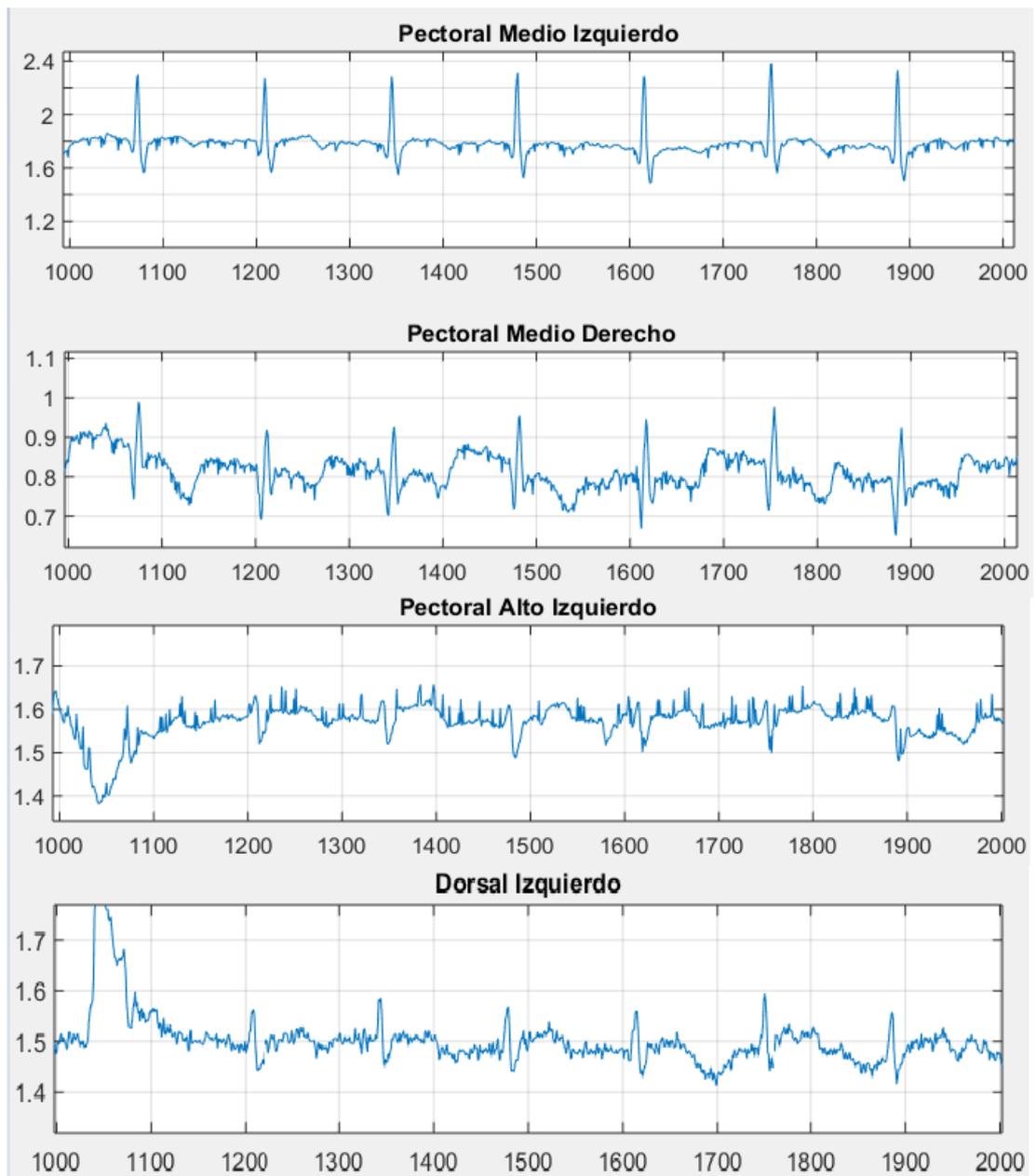


Figura 72 Presencia de ECG

Por otro lado en la Figura 72 se toman extractos de las señales de la Figura 71 en un rango igual para todas. En las gráficas se puede observar claramente que existe la presencia de una fuerte componente de ECG. Es importante hacer notar que otro de los inconvenientes que presentan las señales EMG en la zona del torso es que desafortunadamente la forma de la onda para la componente ECG depende de la ubicación de los electrodos en el cuerpo (Willigenburg, Daffertshofer, Kingma, & van Dieen, 2012), en las cuatro gráficas se puede identificar que existen diferentes formas para la onda de

ECG. Esas señales tienen una presencia importante dentro de la señal EMG y lo que se busca es reducirlas en la mayor medida sin sacrificar en gran cantidad la señal muscular.

Adicionalmente durante las pruebas se verifica que el sistema puede funcionar a plenitud durante aproximadamente dos horas y media cuando las baterías están completamente cargadas, y se mantienen los circuitos encendidos y transmitiendo. Hay que tomar en cuenta que la batería que proporciona la alimentación positiva para los circuitos es la que sufre un desgaste mayor debido a que esta alimenta a la tarjeta del microcontrolador y al módulo Bluetooth; lo que representa una exigencia mayor de corriente que la batería de suministro negativo que solamente alimenta a los circuitos de los ocho canales de EMG.

5.4.1. Respuesta del algoritmo LMS

La razón por la que se decide usar un filtro adaptativo con algoritmo LMS viene dada por la necesidad de eliminar posibles interferencias que pueden presentarse dependiendo del lugar donde se realicen las pruebas con el prototipo. En las siguientes figuras se muestran los resultados que se obtuvieron al analizar partes de la señal en donde no existe contracción y a las que solo se les aplica el filtro adaptativo con LMS.

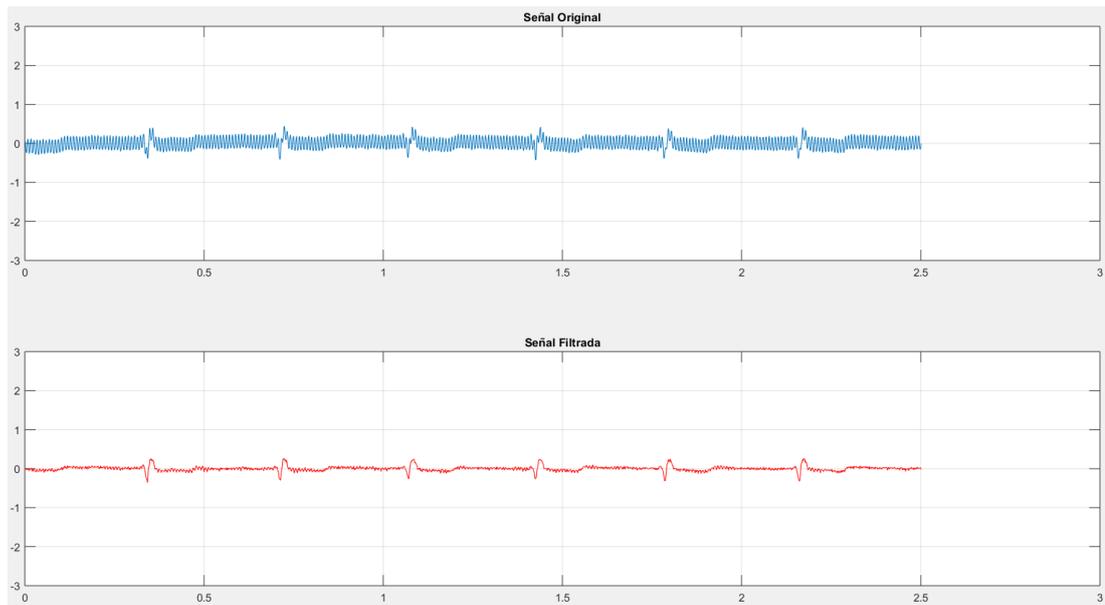


Figura 73 Señales sin contracción

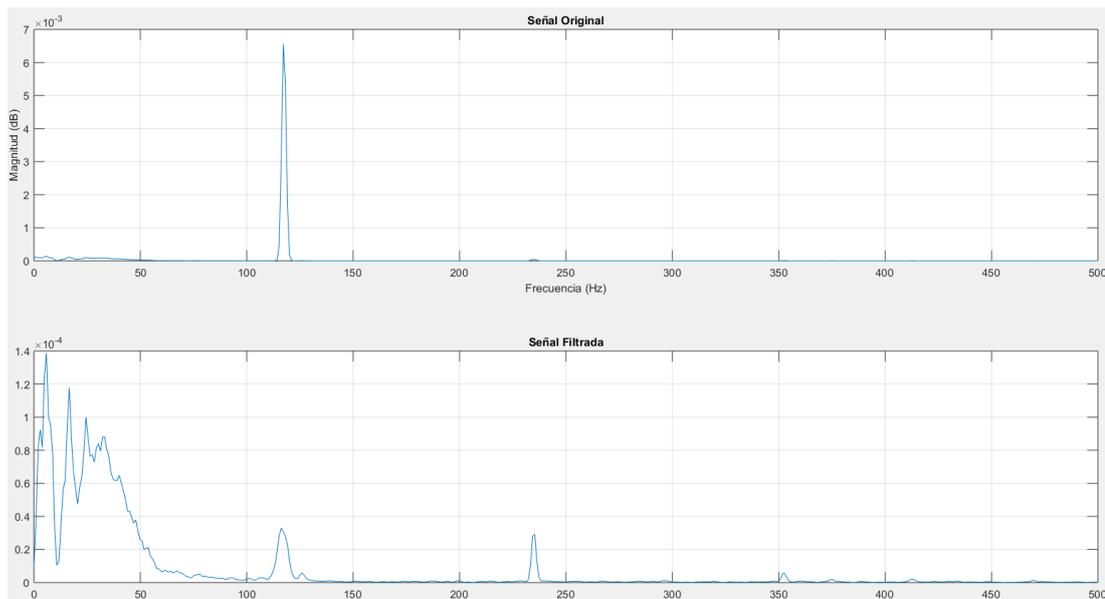


Figura 74 Densidad espectral de señales sin contracción

En la Figura 73 se muestra un extracto de señal proveniente del pectoral medio izquierdo, en el cual se muestra la sección donde no existe actividad muscular con el fin de que se pueda observar el efecto que tiene el filtro adaptativo en la disminución de las interferencias. La señal en azul es la adquirida desde el circuito y la señal roja es la señal de salida del filtro adaptativo. La densidad espectral en la Figura 74 muestra que en la señal original existe una fuerte componente de ruido a los 117Hz y que hace que el

resto de frecuencias sean prácticamente imperceptibles. La señal filtrada en la misma figura permite verificar que dicho efecto ha sido atenuado y que ahora se pueden apreciar las demás frecuencias; en este caso corresponden a las que están bajo los 50Hz pues la muestra contiene las componentes de la señal ECG.

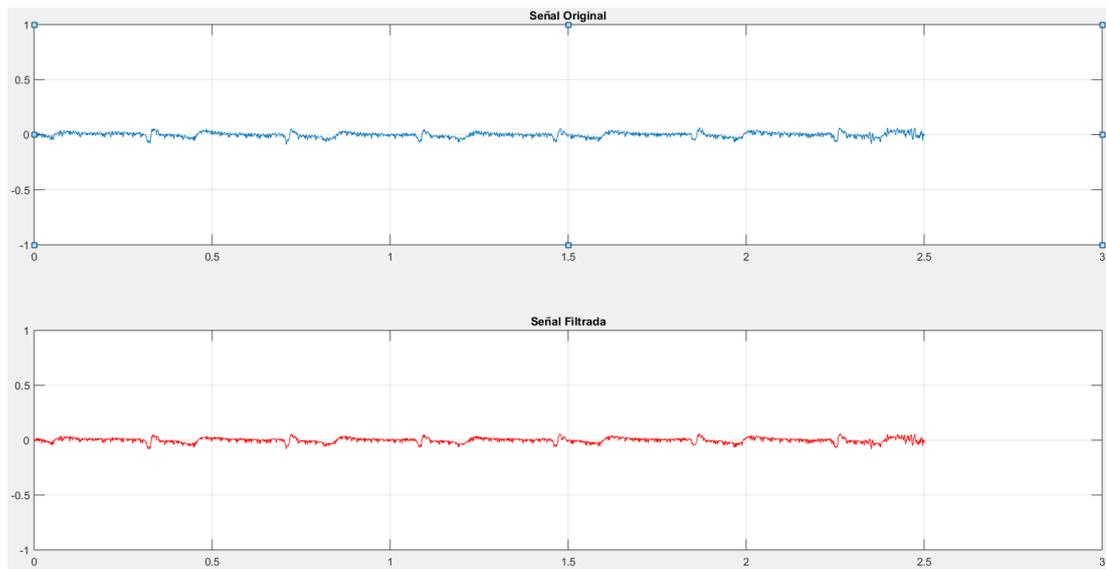


Figura 75 Señal sin contracción pectoral alto izquierdo

En la Figura 75 se muestra también un extracto de señal sin contracción correspondiente al pectoral alto izquierdo. A simple vista parece que las dos señales no difieren en gran parte la una de la otra; sin embargo si analizamos la Figura 76 se muestra la densidad espectral del par de señales anteriores, con lo que se puede igualmente notar que existe la componente a 117Hz; pero que no es tan grande como la que se presenta en el pectoral medio. Igualmente a la señal de salida se ha logrado disminuir el efecto de esta interferencia de tal manera que se mantengan solamente las que pertenecen a la señal cardíaca.

La importancia de aplicar el filtro adaptativo se muestra en estas figuras, puesto que puede suceder que dependiendo del lugar de pruebas existan componentes de ruido que posteriormente podrían entorpecer el análisis de las señales de EMG. Por ejemplo la componente de 117Hz se traslapa y coincide con el rango de frecuencias en que los músculos presentan su

actividad y por ello es importante rechazar dichos datos que pueden contaminar aún más la señal EMG.

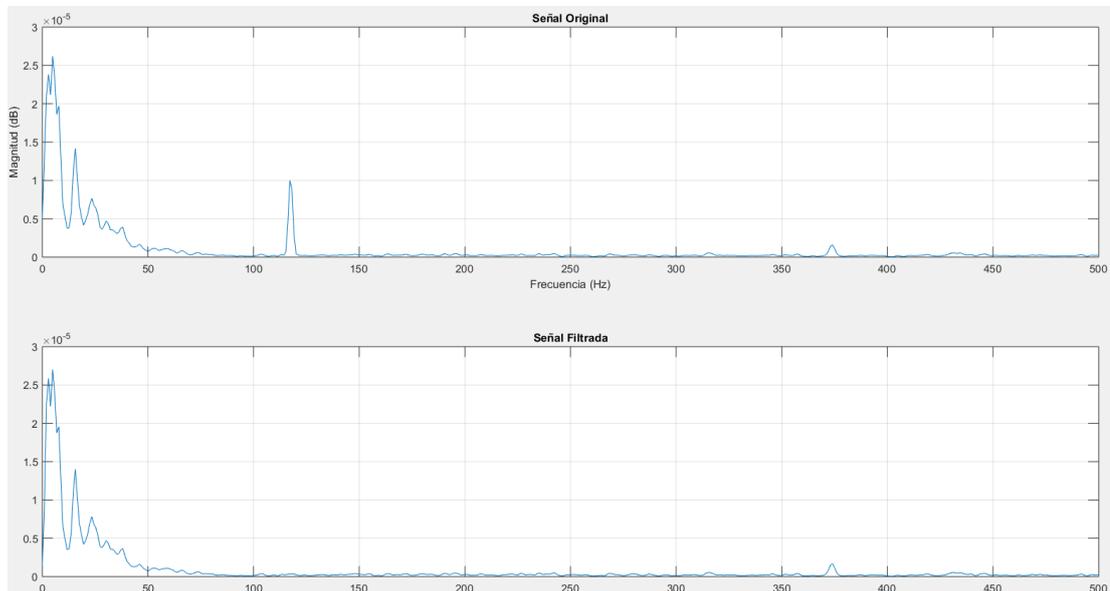


Figura 76 Densidad espectral de la señal pectoral alto

5.5. Resultado de señales EMG con ejercicios

Se definió un protocolo para el desarrollo de pruebas de adquisición de datos. El objetivo de estas pruebas es mostrar efectivamente el comportamiento de los músculos del torso cuando son sometidos a contracciones mediante ejercicios en el gimnasio. Se logró visualizar que a pesar de que el ejercicio se concentra en un músculo, los demás también tiene una participación y actividad durante las fases de movimiento. Las pruebas se realizaron con el fin de obtener seis grupos de datos para cada tipo de ejercicio.

5.5.1. Crossover abajo hacia arriba

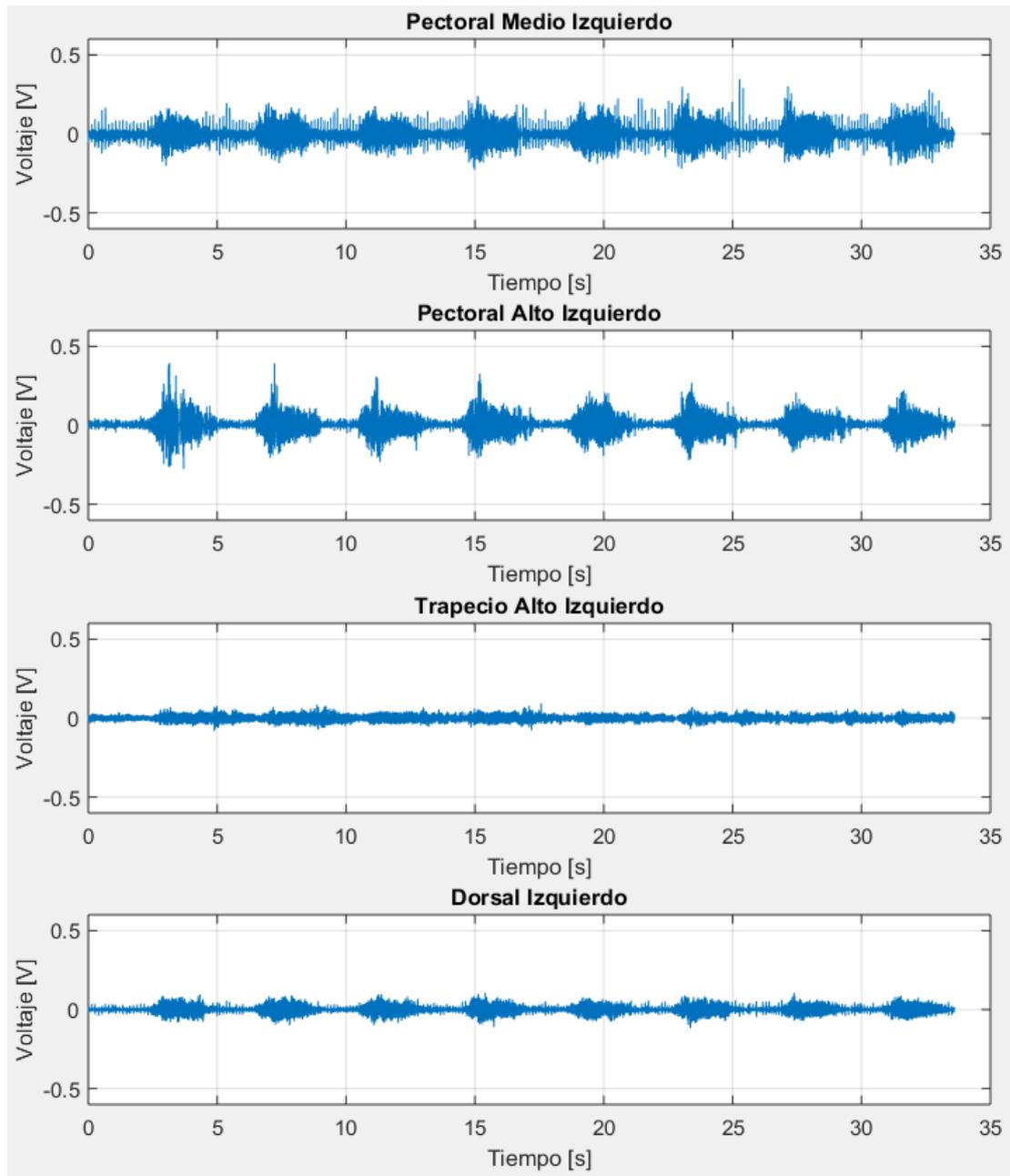


Figura 77 Señales crossover LTH lado izquierdo

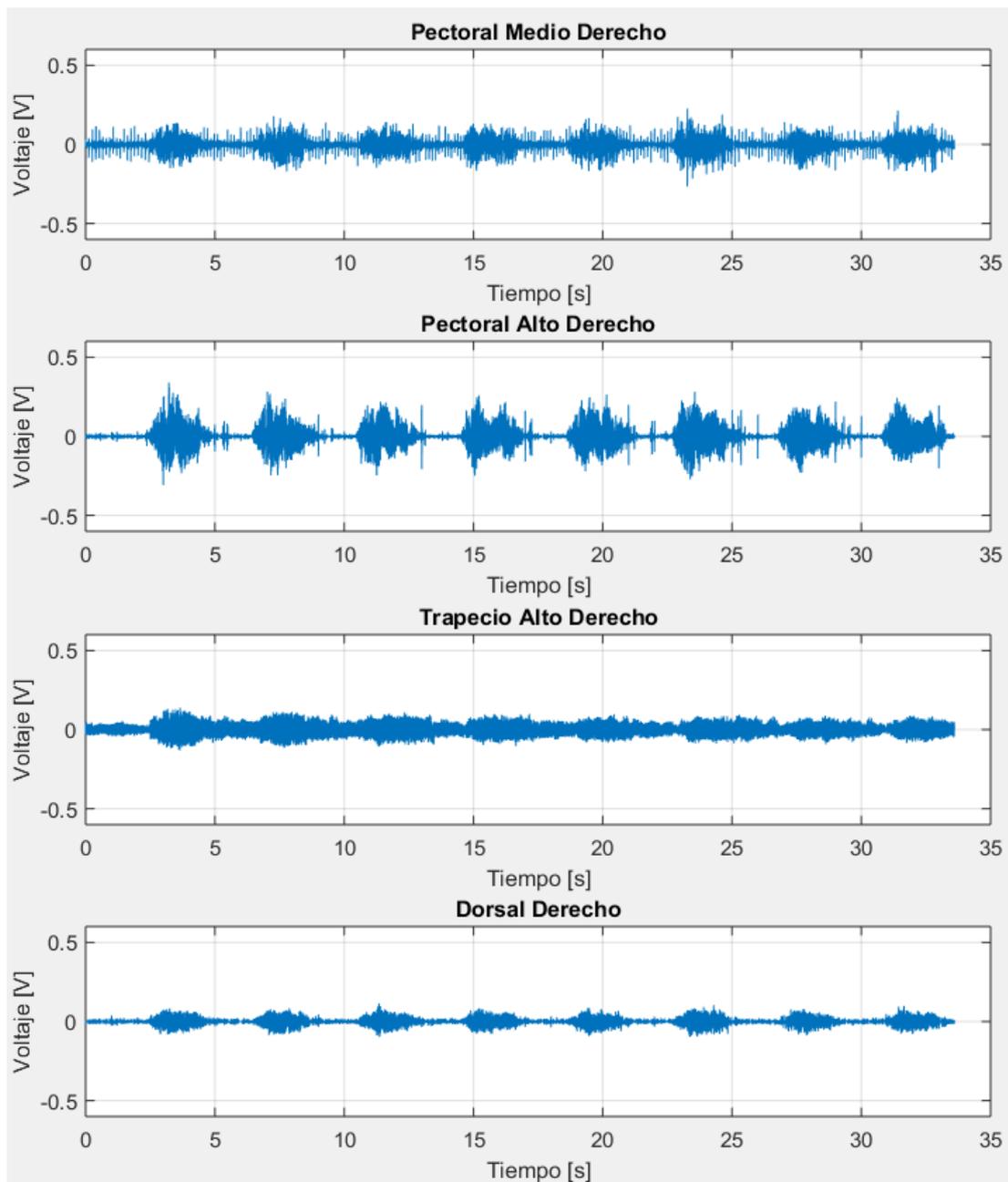


Figura 78 Señales crossover LTH lado derecho

Con este ejercicio se busca estimular el pectoral mayor con una concentración en la inserción clavicular. En cada una de las repeticiones se puede observar que en el caso del pectoral medio existe una contracción pero de baja amplitud, tanto así que se mezcla con los remanentes de ECG. El pectoral alto muestra una actividad importante y se puede observar que las fibras realizan una mayor actividad al inicio del movimiento para vencer la resistencia del peso de 2,5Kg. Como la posición final del ejercicio se mantiene

por aproximadamente un segundo la amplitud disminuye y se puede ver también cómo la contracción en el músculo desaparece conforme el sujeto lleva sus brazos hacia la posición inicial. Tanto el trapecio alto como el dorsal tienen contracciones, lo que ayuda a comprobar que los movimientos de las extremidades superiores involucran el soporte y activación de los músculos del torso.

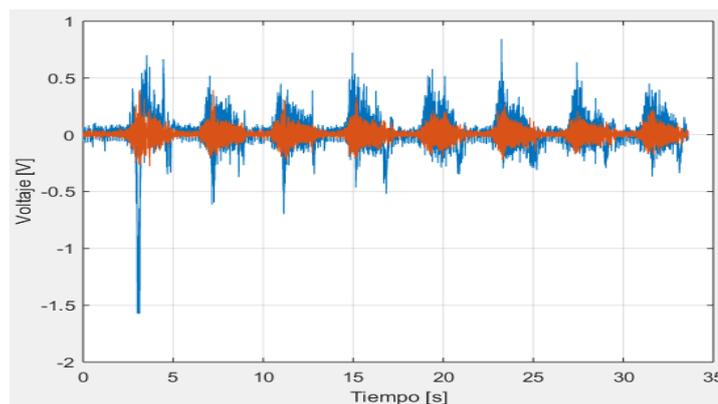


Figura 79 Comparación de señales ejercicio 1 en pectoral alto

En la Figura 79 se puede observar para la señal de pectoral alto izquierdo una comparación entre la señal original y la filtrada. A continuación en la Figura 80 se muestra un extracto de la señal del pectoral medio izquierdo en la cual la señal original está cargada de componente ECG que incluso supera en amplitud a la de la contracción. Existen remanentes de ECG en la señal de salida, lo que puede disminuir aumentando la frecuencia de corte de bajas frecuencias del filtro pasa banda y mediante la disminución del parámetro de ganancia del algoritmo de supresión de picos; sin embargo, esto también representa perder información EMG y disminuir su amplitud. Esto se muestra más adelante en este capítulo.

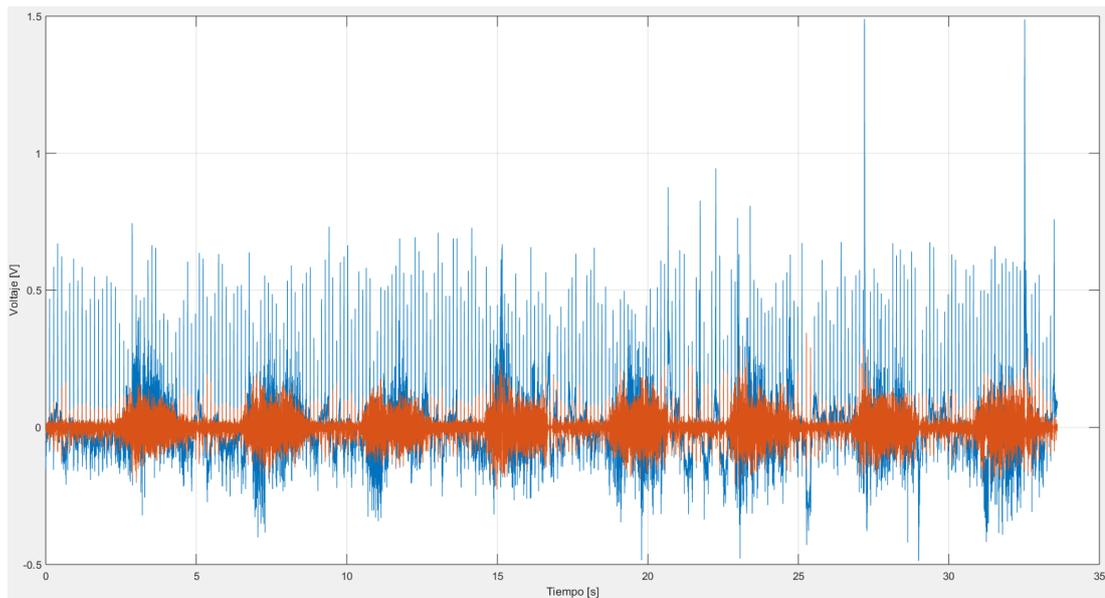


Figura 80 Comparación señales ejercicio 1 pectoral medio

5.5.2. Press minero

El press minero busca igualmente estimular toda el área del pectoral. En este ejercicio es claro que existe una contracción isométrica en la posición inicial; esto se debe a que se debe soportar el peso de la barra y de los discos que suman 7Kg para luego proceder a realizar el movimiento. En las siguientes figuras se nota que existe una contracción continua a lo largo del ejercicio y que aumenta en su amplitud al ejecutar el levantamiento de la barra.

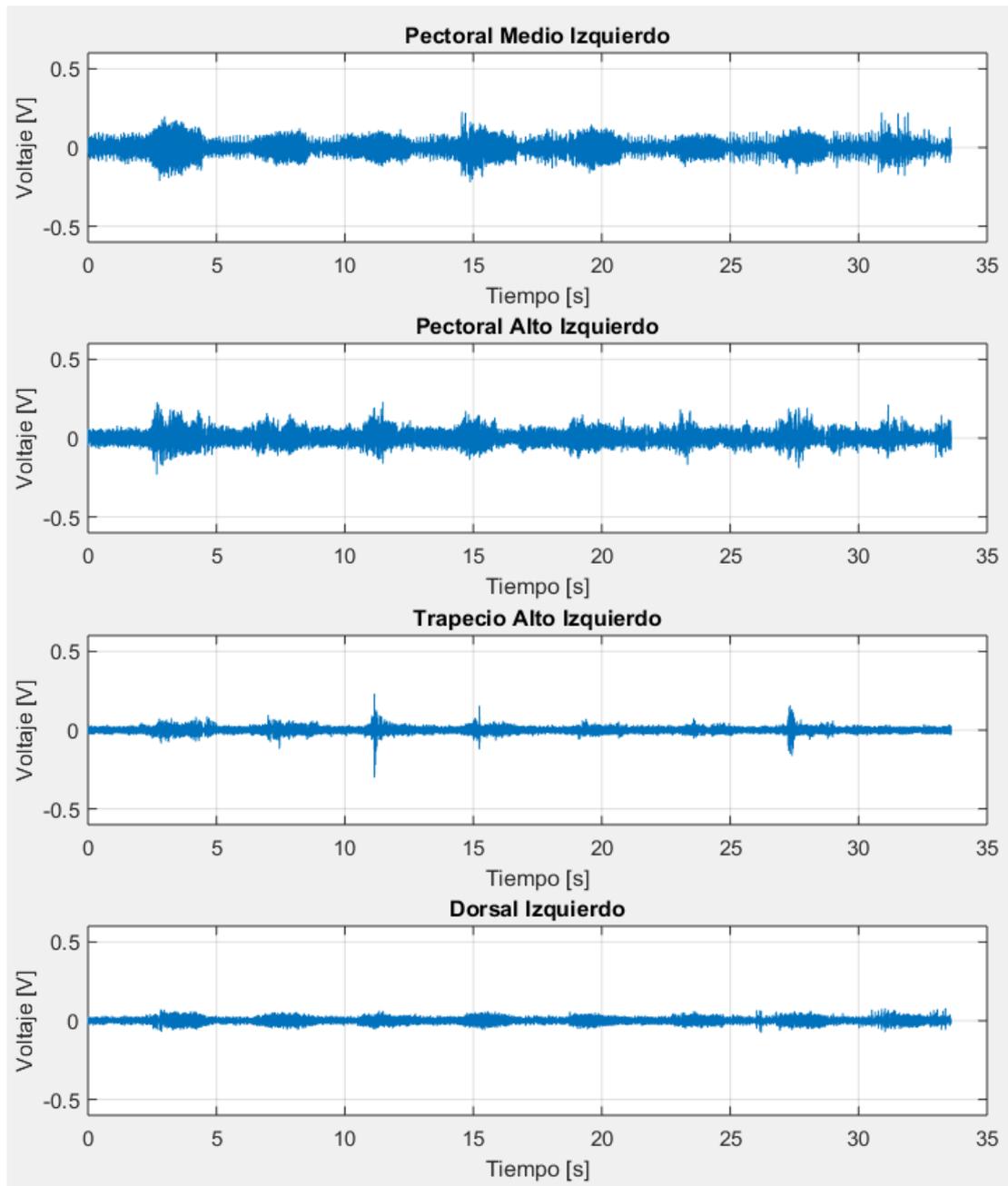


Figura 81 Señales press minero lado izquierdo

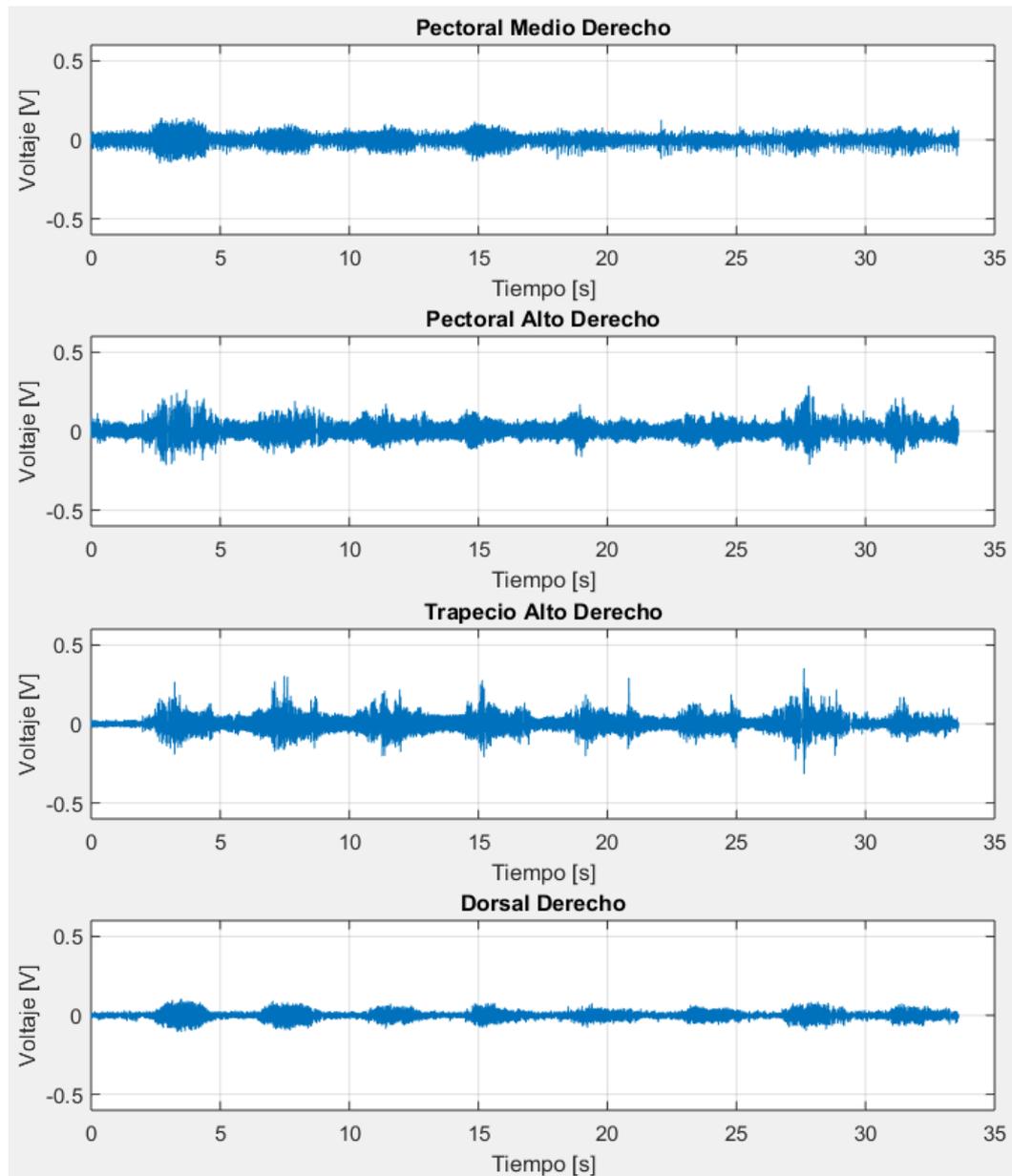


Figura 82 Señales press minero lado derecho

Los músculos de trapecio y dorsal presentan igualmente actividad pero en una menor medida, su participación en el ejercicio es evidente en el momento que se ejecutan los movimientos. A continuación se muestra la Figura 83 en donde se comparan las señales original y filtrada, y en la que además se observa que existe una actividad continua del músculo pectoral en la parte clavicular. Dentro de los ejercicios del protocolo de pruebas el press minero fue el que requirió mayor esfuerzo para mantener la posición y realizar el ejercicio.

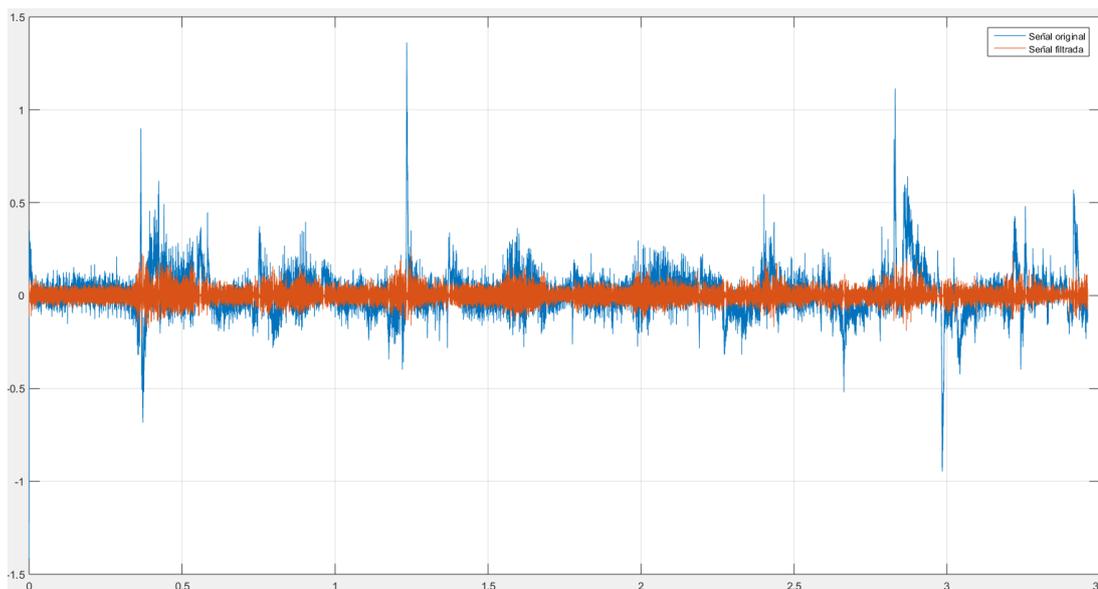


Figura 83 Comparación ejercicio 2 en pectoral alto

5.5.3. Crossover normal

En este ejercicio se estimula en mayor medida la parte externa del pectoral, pues hay que tener en cuenta que en los ejercicios de musculación el ángulo y posición de los equipos determinan el tipo de esfuerzo y estimulación que recibe el músculo.

Como se mencionó ya en repetidas ocasiones, la parte media del pectoral izquierdo está ubicada en una zona donde la influencia del componente de ECG es evidente y donde a pesar de realizar el proceso de filtrado existen aún muestras de presencia de ECG. Sin embargo de necesitar esta señal para la activación o control de algún artefacto se puede tomar como parámetro de valor medio rectificado (Zhou, Lock, & Kuiken, 2007).

En las señales de la Figura 84 y la Figura 85, se puede identificar ciertos picos en la señal que corresponden a movimiento extremadamente fuerte entre la piel y los electrodos. A lo largo de las pruebas esta fue una de las observaciones que se repitió durante la gran mayoría de las muestras; se puede con ello entender que esa zona es un tanto complicada de medir efectivamente debido a que los movimientos que realiza el sujeto con sus extremidades hacen que la prenda se mueva sobre su cuerpo y

consecuentemente los electrodos transmitan ese ruido al circuito del canal EMG.

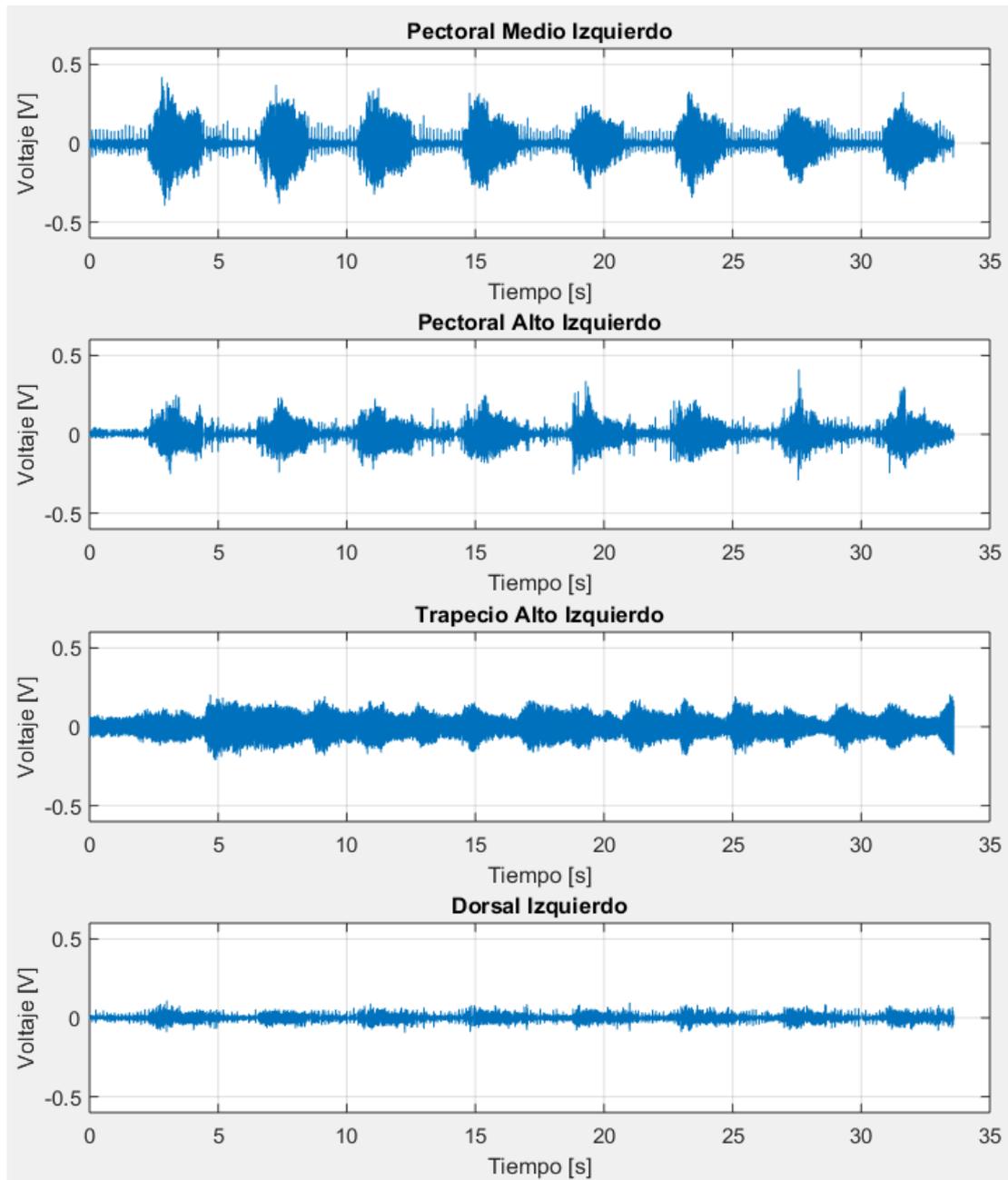


Figura 84 Señales crossover lado izquierdo

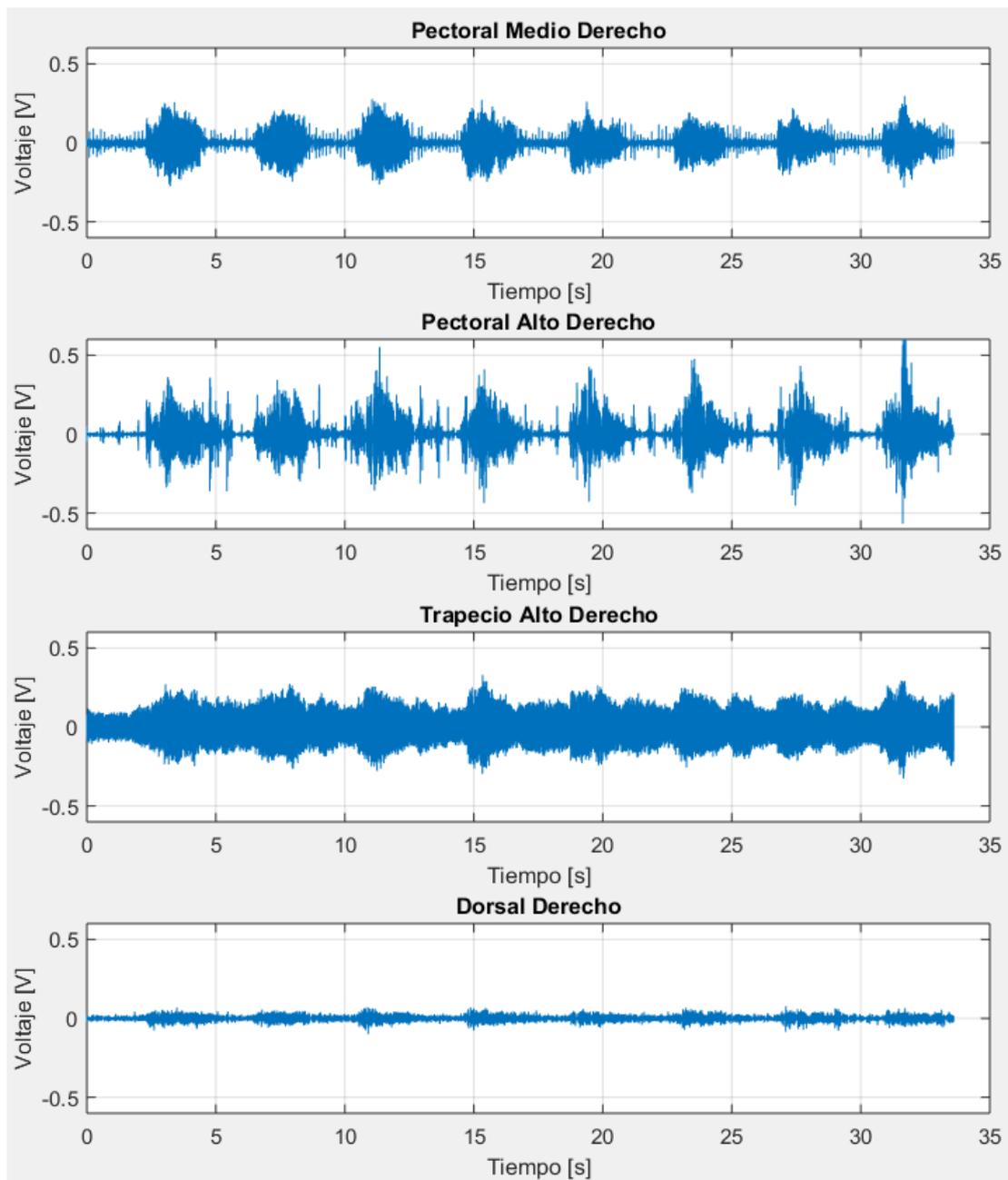


Figura 85 Señales crossover lado derecho

Para mostrar la presencia que tiene la señal electrocardiográfica en la zona media del pectoral izquierdo, la Figura 86 muestra las dos señales superpuestas y es claro que la interferencia generada por los latidos del corazón es claramente identificable. A pesar de configurar el algoritmo con valores que se pueden considerar como poco agresivos, es claro que la amplitud de la señal EMG se ve mermada. Esto ayuda a entender que un

filtrado más agresivo con este algoritmo haría perder mucha más información de EMG.

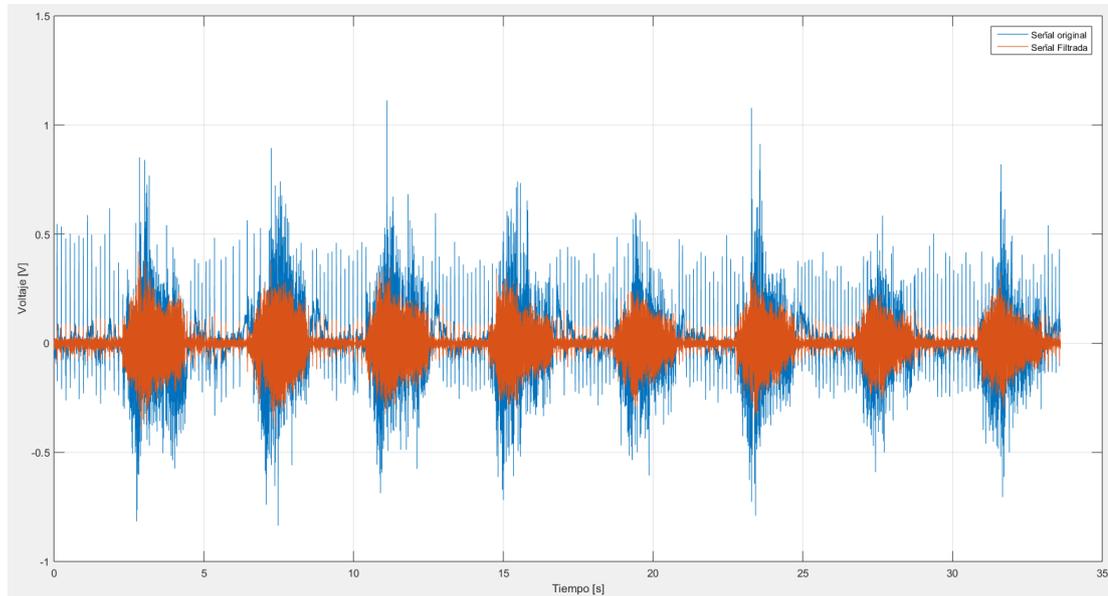


Figura 86 Comparación de señales ejercicio 3 pectoral medio

5.5.4. Encogimiento de hombros

Este tipo de ejercicio entra en la categoría de los que son considerados como de aislamiento muscular. Los ejercicios de aislamiento tienen como objetivo hacer que durante el movimiento la mayor parte o la totalidad de la activación y esfuerzo muscular se concentre en el músculo que se está trabajando. Precisamente eso es lo que se puede observar en la Figura 87 y la Figura 88, mientras los trapecios ejecutan el movimiento para levantar las mancuernas de 5Kg. Durante las repeticiones del ejercicio es claro que existe una contracción importante en los dos lados del torso en los trapecios superiores. La parte media del pectoral no realiza ninguna actividad y prácticamente su señal es enteramente una línea base, pero la parte alta presenta cierto grado de activación que se puede identificar. La parte de los músculos dorsales también tiene una presencia de contracción, pero en relación a la que tienen los trapecios nos permite comprobar que el ejercicio seleccionado aísla efectivamente a los trapecios mientras se ejecuta el ejercicio.

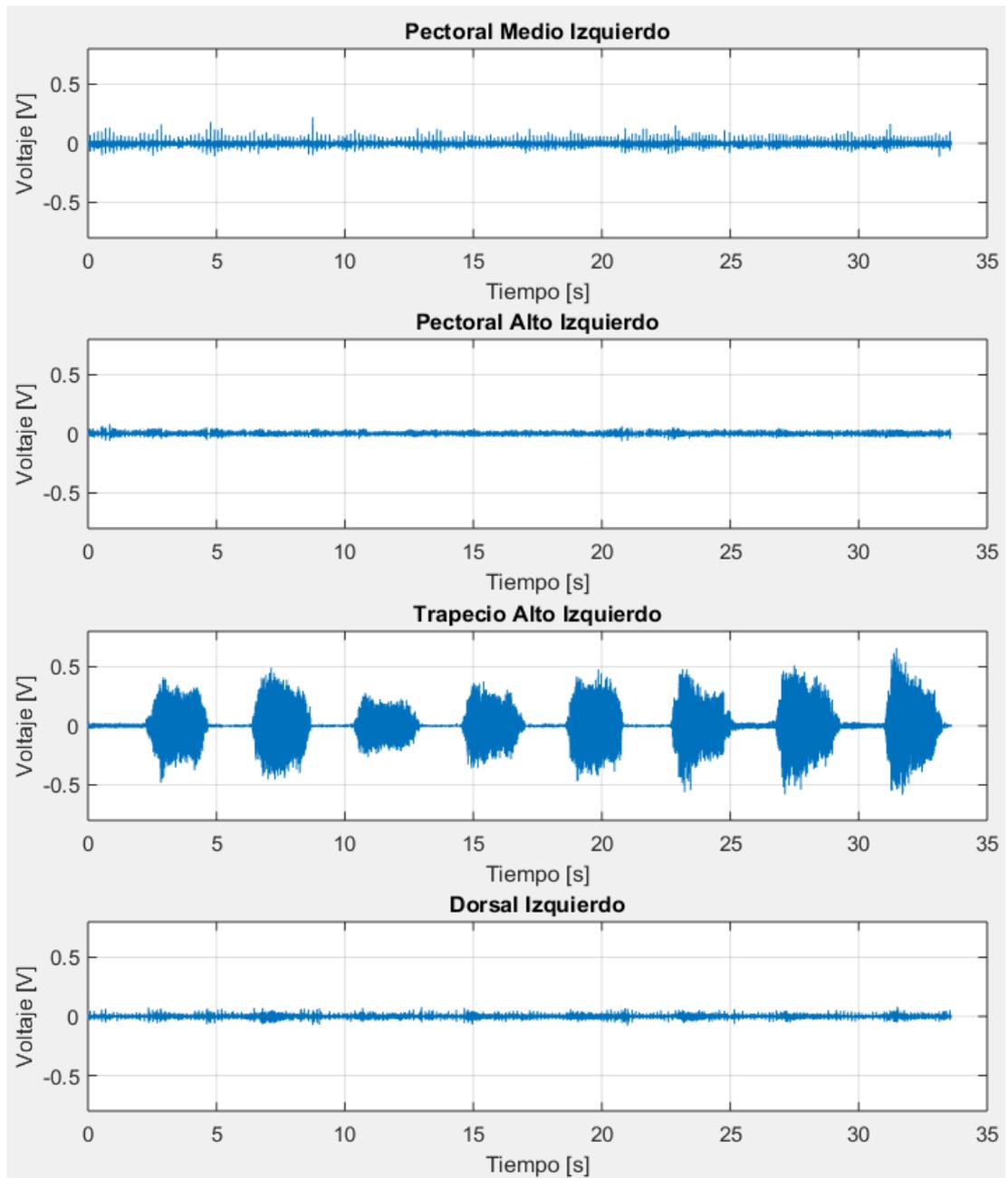


Figura 87 Señales encogimiento lado izquierdo

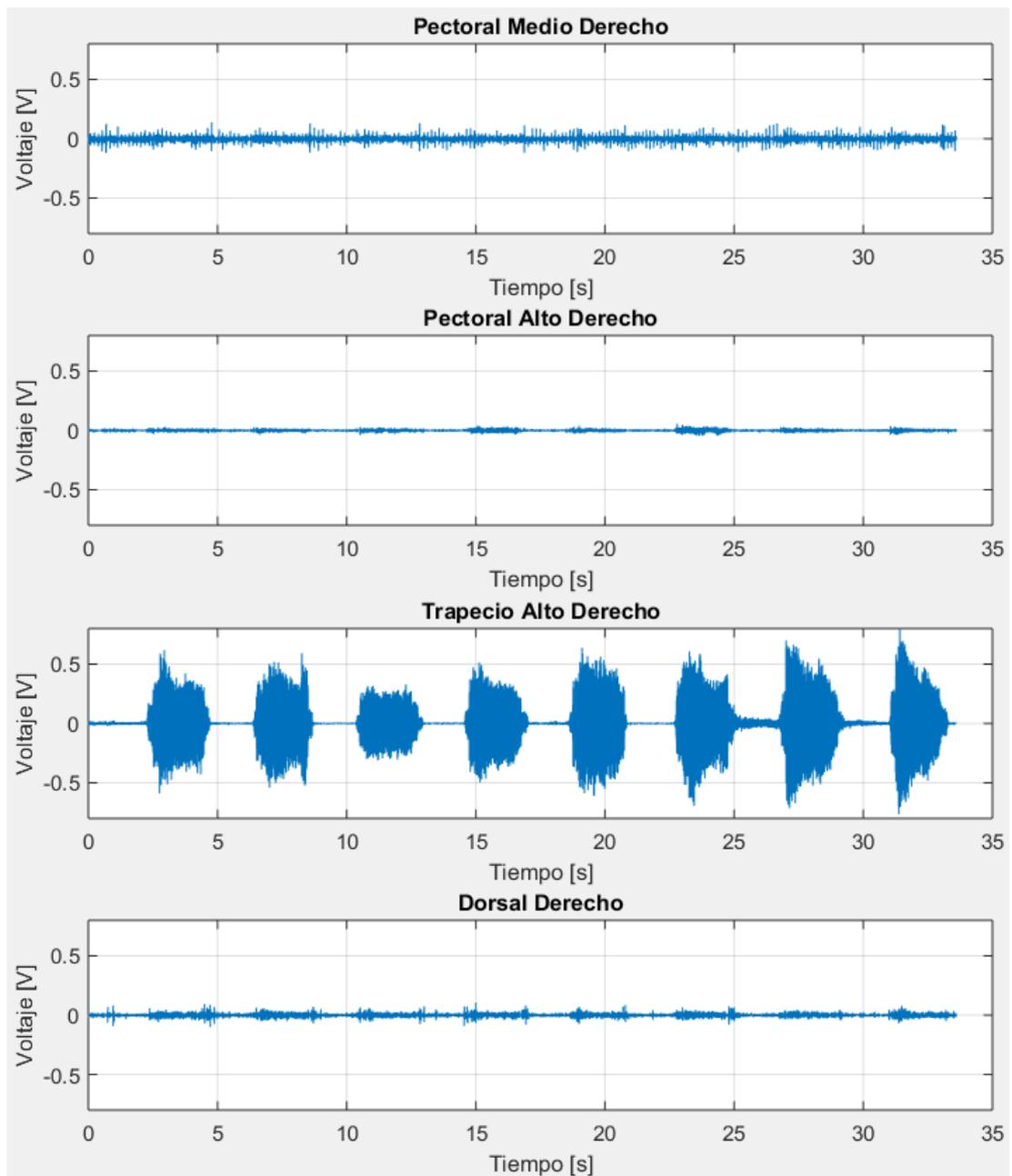


Figura 88 Señales encogimiento lado derecho

Este ejercicio no amerita realizar una comparación de señales, ya que por su ubicación, la incidencia de señales de EMG no está presente a simple vista. Uno de los fenómenos que si se pudo observar a lo largo de todas las pruebas fue que la señal en el lado derecho presentaba una amplitud mayor a la izquierda; a pesar de que los circuitos de los canales tanto del lado derecho como del izquierdo tienen las mismas ganancias de amplificación. Igualmente, los electrodos se encuentran ubicados en los mismos sitios a cada lado; por

lo que esto representaría que existe un mayor desarrollo muscular en un lado respecto a otro, algo que suele ser muy común en las personas diestras. Un punto muy importante que podría ser usado para estudios posteriores si la aplicación del prototipo se define como un instrumento de rehabilitación física o de diagnóstico. La Figura 89 muestra las señales derecha (azul) y la izquierda (naranja) en una misma gráfica y se puede observar que la amplitud de la contracción es mayor para el lado derecho, para el mismo ejercicio y con el mismo peso. Tomando sólo la primera contracción en el lado izquierdo el ARV es de 0,111V mientras tanto para la misma contracción en el lado derecho se tiene un ARV de 0,1425V.

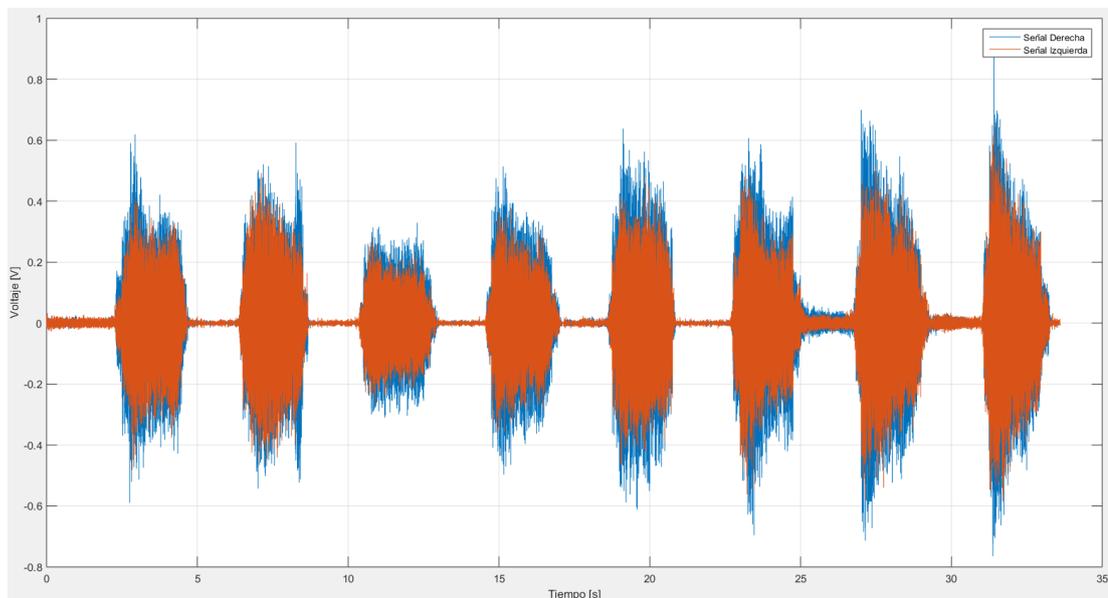


Figura 89. Señales izquierda y derecha para ejercicio 4

5.5.5. Levantamiento lateral

En contraste, este ejercicio igualmente estimula la zona de los trapecios. Es un movimiento compuesto pues para vencer la resistencia de las mancuernas de 5Kg el sujeto debe utilizar varios músculos de su torso y extremidades para mantener el balance.

En las figuras siguientes donde se muestran las señales captadas durante la ejecución de las repeticiones para este ejercicio se puede observar que el pectoral no tiene actividad y que se mantiene en estado de relajación. Mientras

tanto el dorsal si presenta contracción durante los movimientos de las repeticiones, debido a que la tarea de mantener las mancuernas elevadas y apartadas del cuerpo requiere de apoyo de otros grupos musculares.

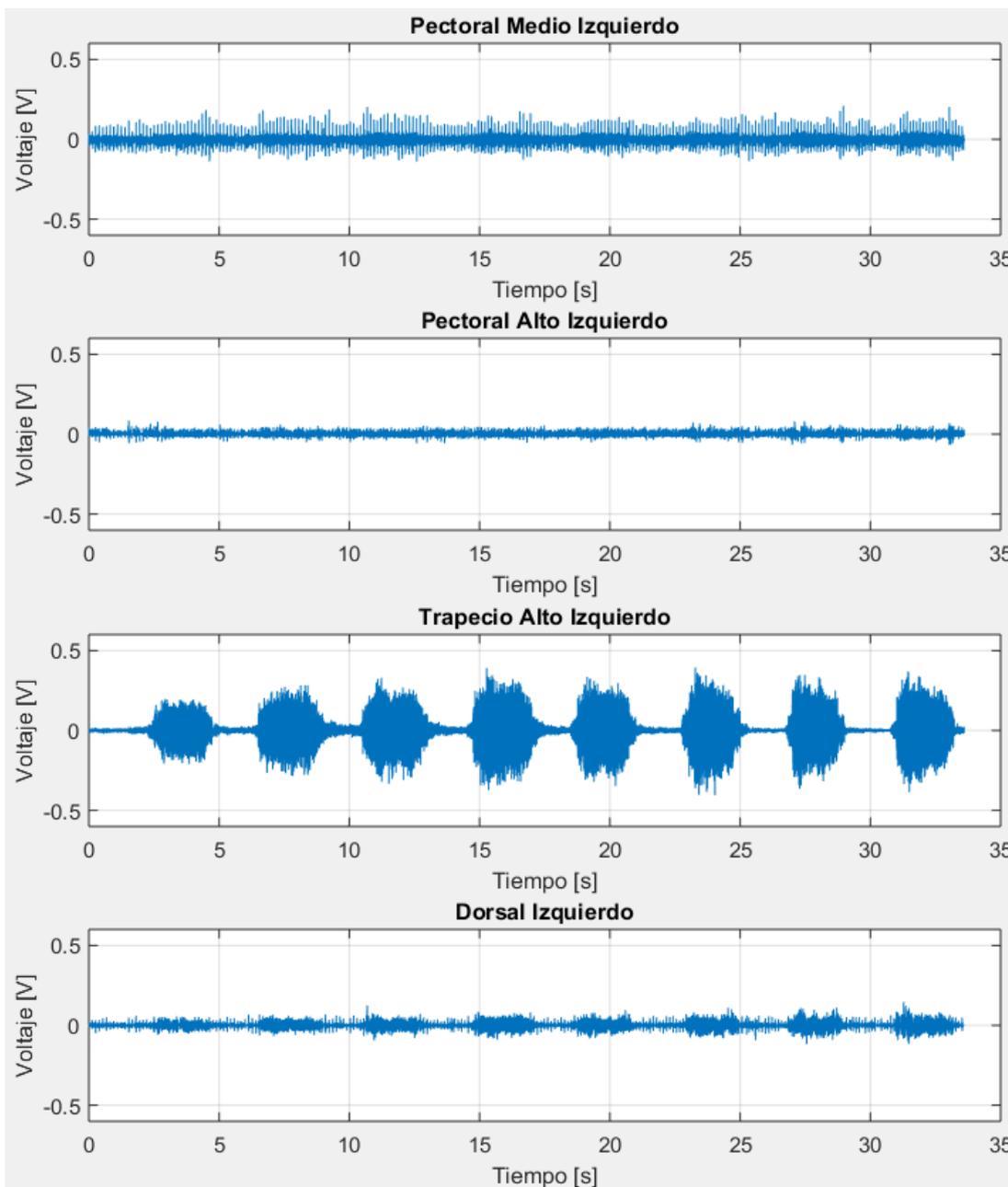


Figura 90 Señales para ejercicio 5 lado izquierdo

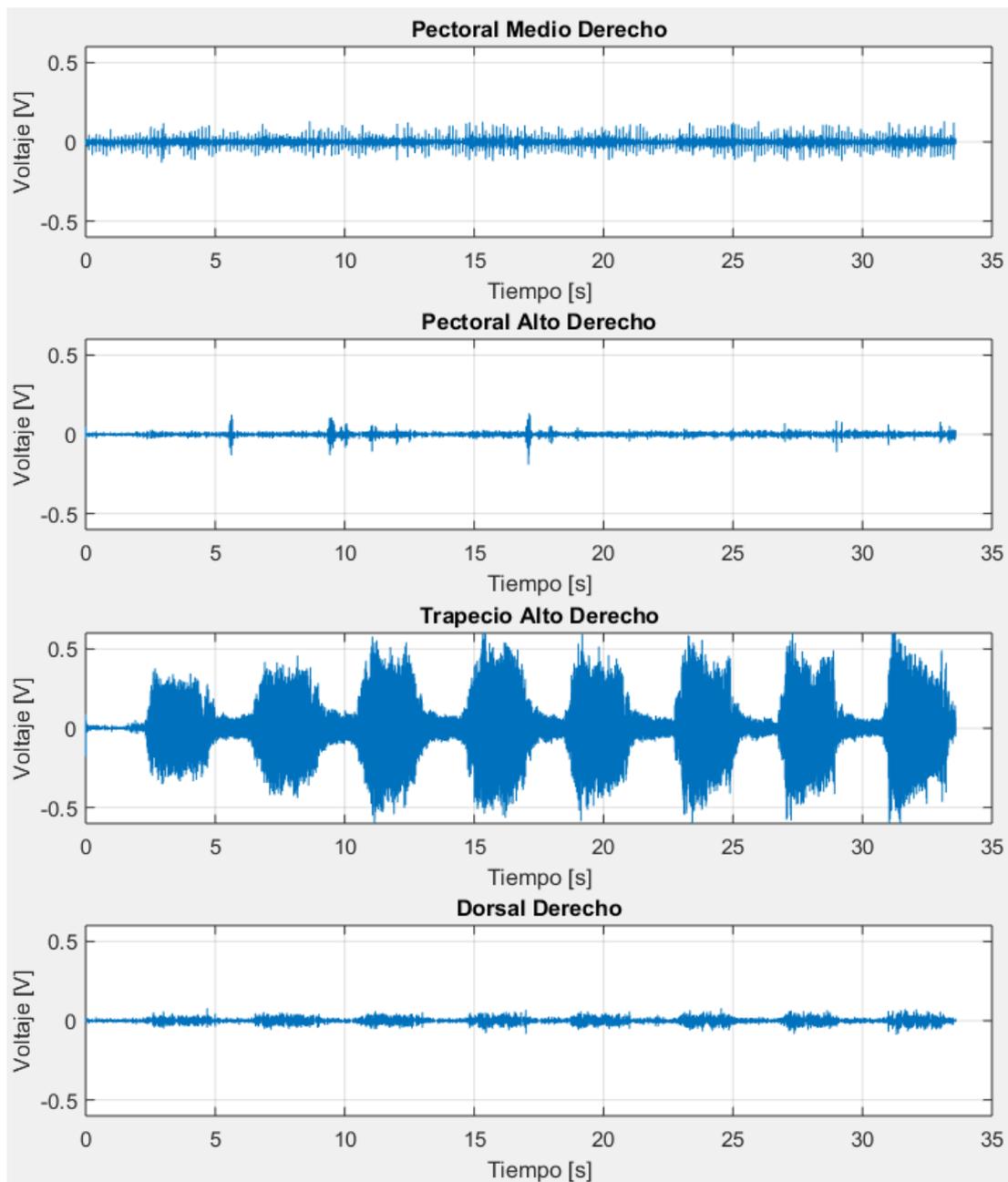


Figura 91 Señales para ejercicio 5 lado derecho

Para este ejercicio se puede observar de igual manera que para el encogimiento de hombros la señal del trapecio superior derecho es de mayor amplitud en relación a la que se produce en el lado izquierdo. Es un comportamiento interesante y a considerar, sin embargo es parte de un estudio completamente distinto y que requiere de una mayor profundización para analizar todas las variables que influyen en este tipo de respuestas musculares.

5.5.6. Remo sentado

Los ejercicios para el músculo dorsal incorporan el uso de una parte considerable de la espalda, y como se ha podido observar en los otros ejercicios, presenta actividad durante los movimientos propuestos en el protocolo de pruebas. En el remo se obtiene su activación y con la polea cargada con 15Kg se logran las siguientes respuestas.

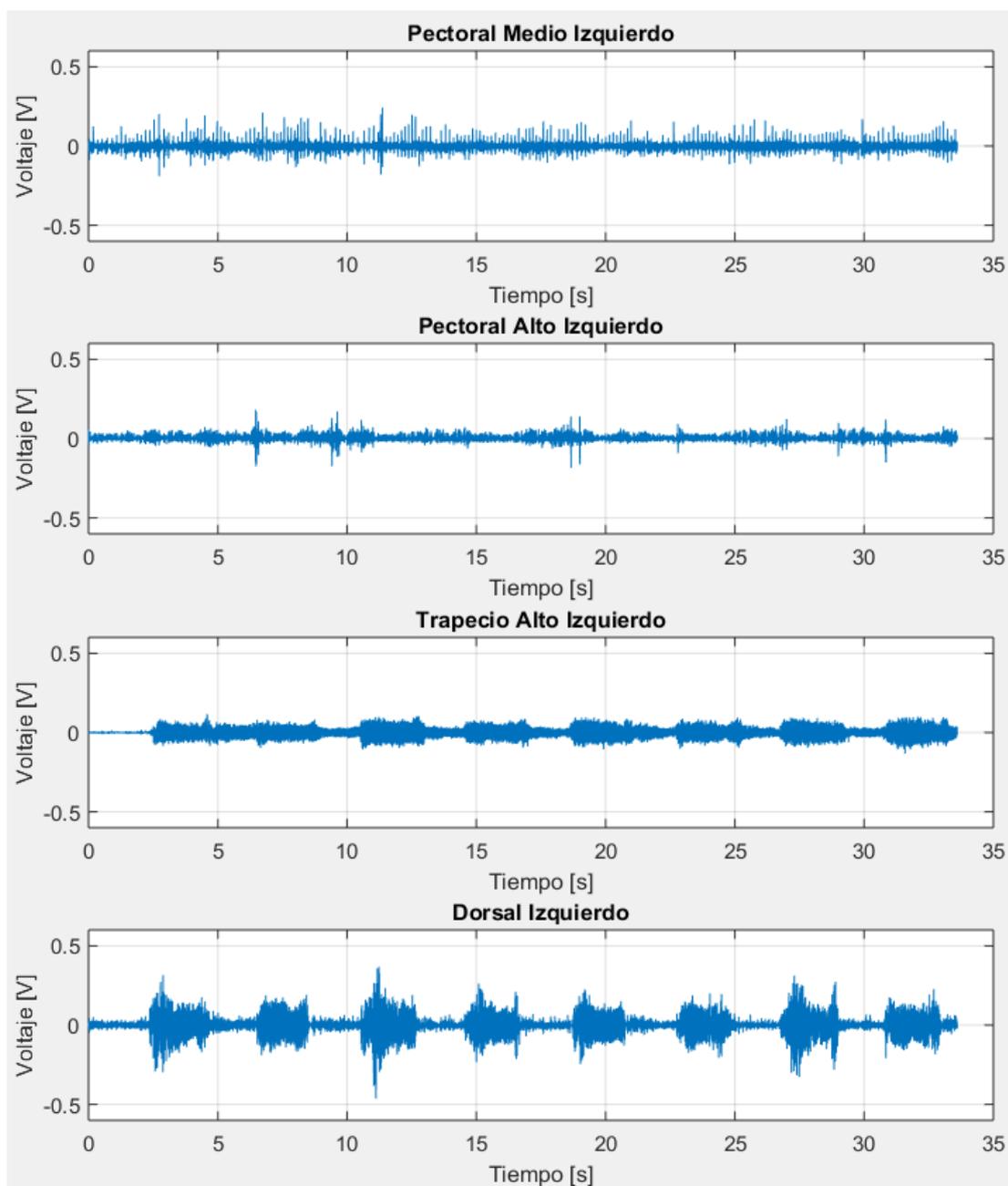


Figura 92 Señales para ejercicio 6 lado izquierdo

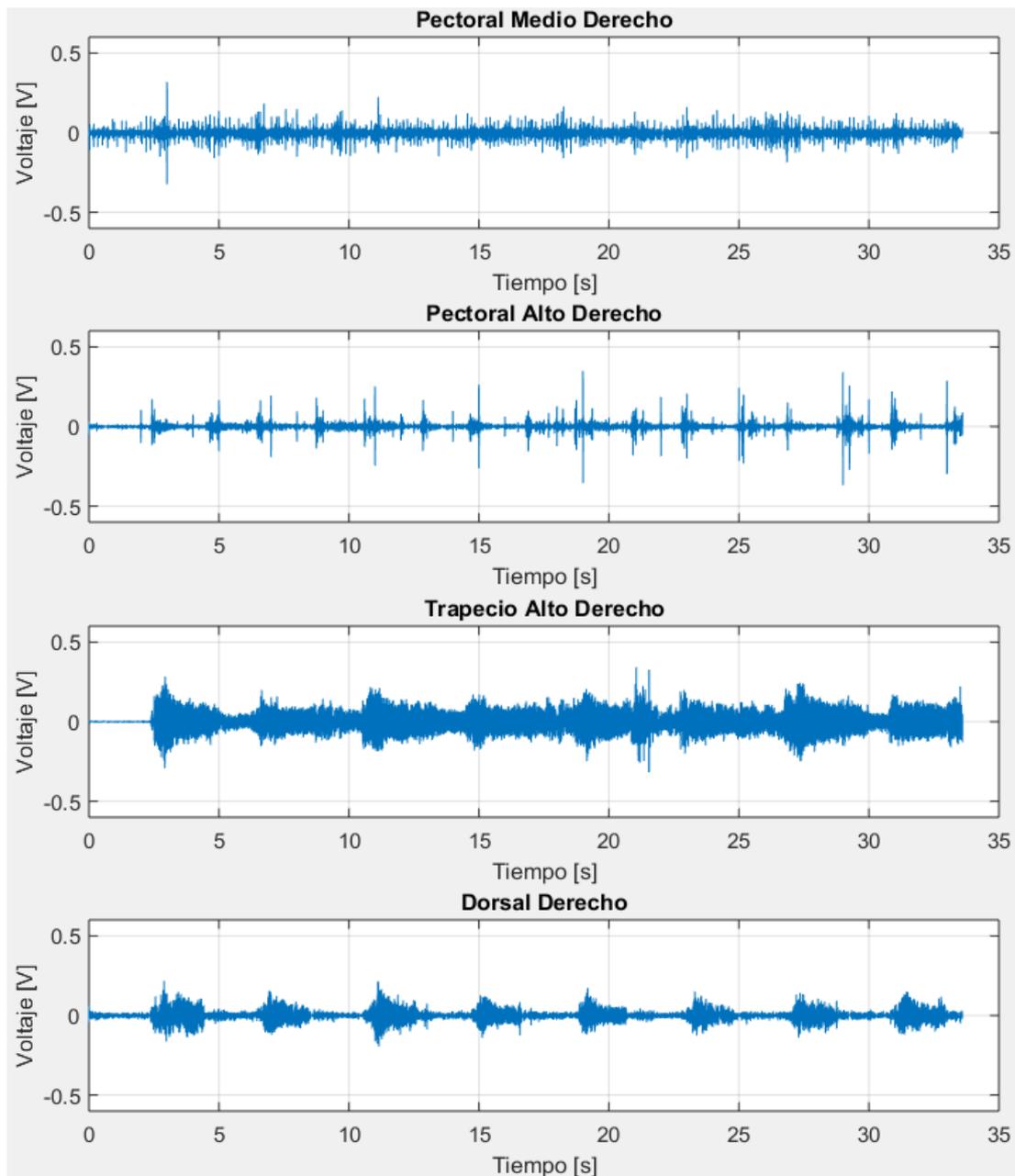


Figura 93 Señales para ejercicio 6 lado derecho

Es fácil observar que en el caso del remo los pectorales no presentan una influencia en el movimiento y que todo el trabajo se realiza con los músculos de la espalda. Los trapecios se encuentran en contracción durante toda la prueba, debido a que son necesarios para vencer la resistencia del peso en la polea por lo que también aumentan su actividad junto con la ejecución de cada movimiento en las repeticiones. En un caso similar al de los trapecios, se puede observar que en esta prueba la señal del dorsal izquierdo es mayor

que la del lado derecho en amplitud. Este fenómeno se puede apreciar con mayor claridad en la Figura 94.

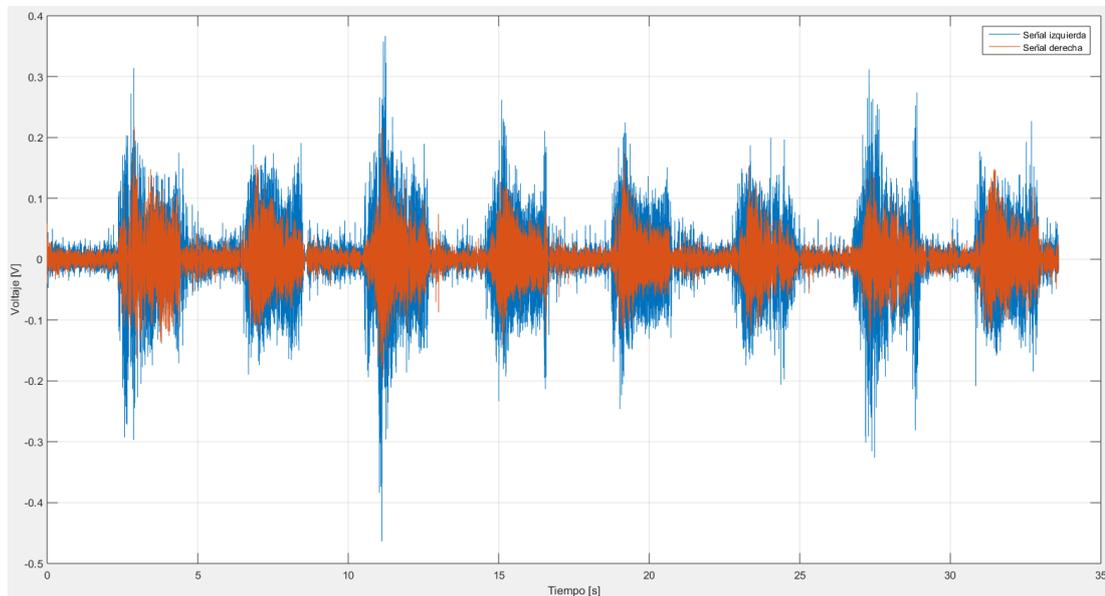


Figura 94 Comparación de amplitud de señales en músculo dorsal

5.5.7. Polea al pecho

En el ejercicio polea al pecho se busca imitar el movimiento que se hace al realizar barras con el peso propio. En este ejercicio que también es un movimiento compuesto se activan varias zonas del cuerpo; como se puede apreciar en las señales de la Figura 95 y la Figura 96. Existe una leve actividad en la parte media del pectoral; si bien no es claramente identificable, se puede observar que al iniciar el movimiento se activa el músculo dorsal con una leve contracción que se hace presente en el pectoral medio. También se presenta nuevamente el inconveniente con la zona alta del pectoral, esto debido a la posición desde la que se ejecuta el movimiento, la cual produce que la prenda se deslice sobre la piel creando picos en la señal.

Con este ejercicio se logra una contracción de mayor amplitud que con el ejercicio anterior y se hace más claro apreciar la diferencia en amplitud que tienen los lados derecho e izquierdo siendo este último el que presenta una amplitud mayor.

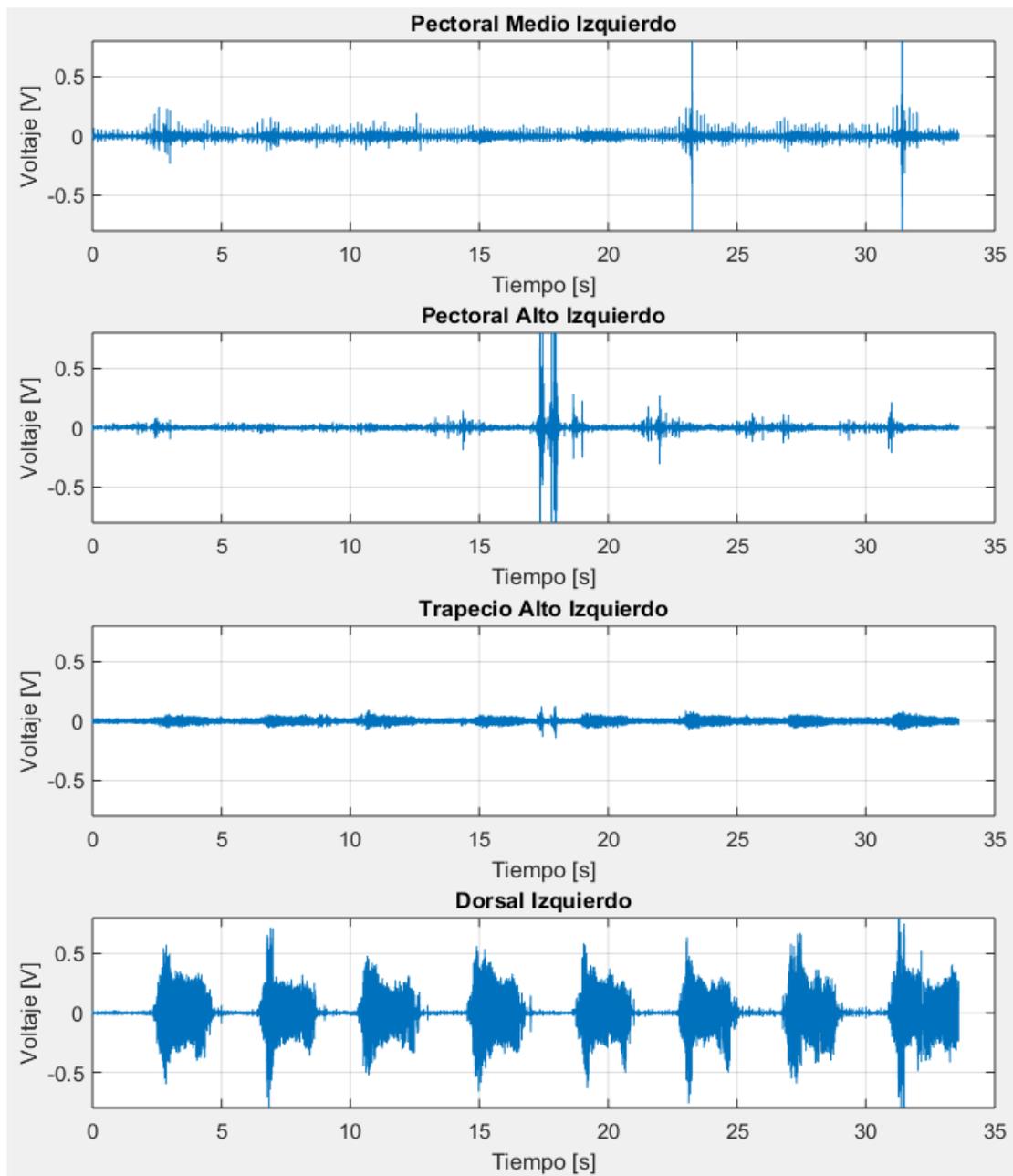


Figura 95 Señales para ejercicio 7 lado izquierdo

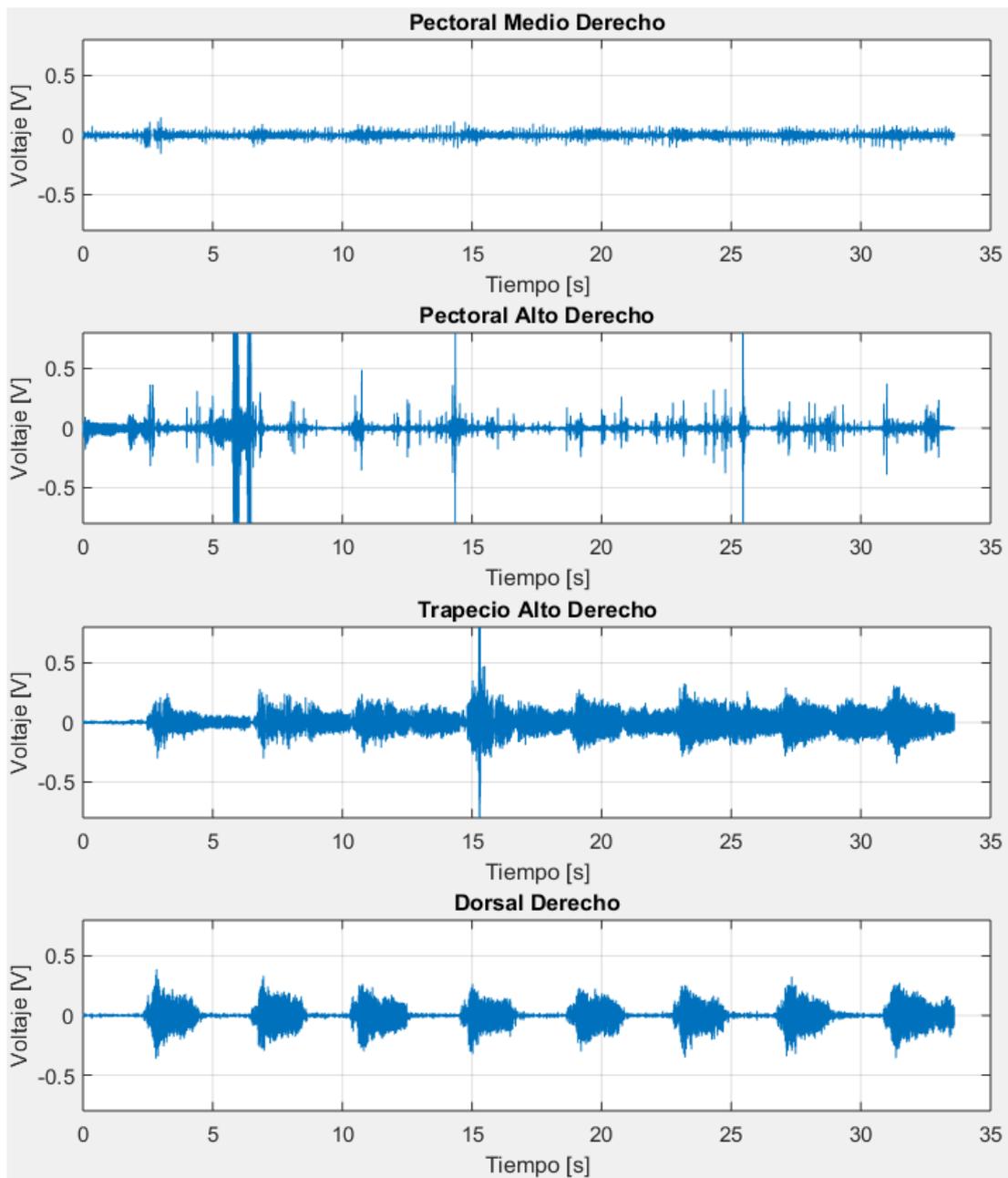


Figura 96 Señales para ejercicio 7 lado derecho

En la Figura 97 se muestra un extracto de la señal del dorsal tanto derecho como izquierdo para apreciar la diferencia en amplitud que existe entre las señales durante la contracción. Como se mencionó anteriormente esto puede ser producto de un mayor desarrollo en el lado izquierdo o a su vez que una mayor parte de la carga es soportada por el músculo dorsal izquierdo (azul). Para la primera contracción en el lado izquierdo se tiene un ARV de 0,1171V mientras que para el lado derecho el ARV es de 0,0597V.

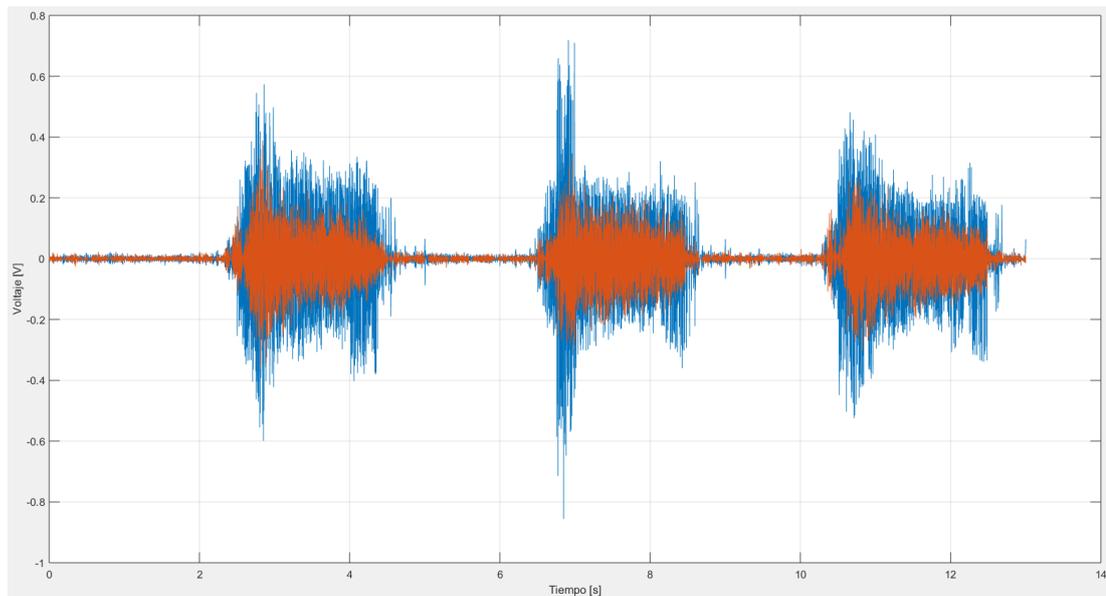


Figura 97 Comparación de amplitud en dorsal izquierdo y derecho.

5.6. Variación de parámetros en supresión de picos

Con el algoritmo de supresión de picos los parámetros que pueden ser variados son la longitud de la ventana y la ganancia para el umbral. Adicionalmente se tiene los valores de frecuencia de corte para el filtro pasa banda. En las pruebas realizadas estos parámetros fueron definidos como $n=250\text{ms}$, $g=1.7$ y las frecuencias de corte en $fc1=35\text{Hz}$ y $fc2=400\text{Hz}$. Con estos valores se obtienen las señales de la Figura 98 y la Figura 99.

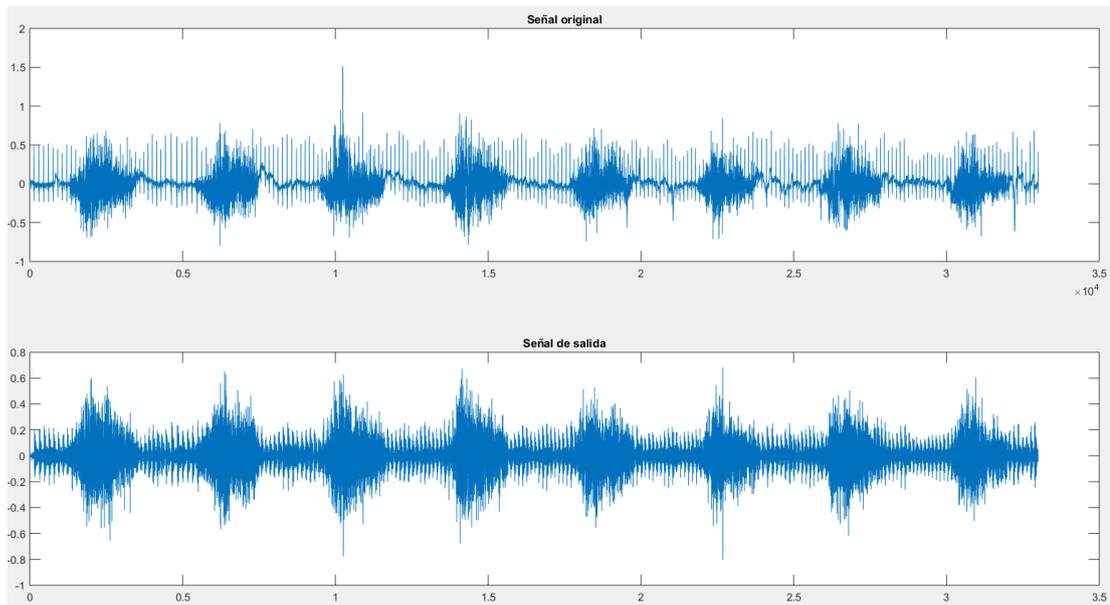


Figura 98 Señales con algoritmo en valores iniciales.

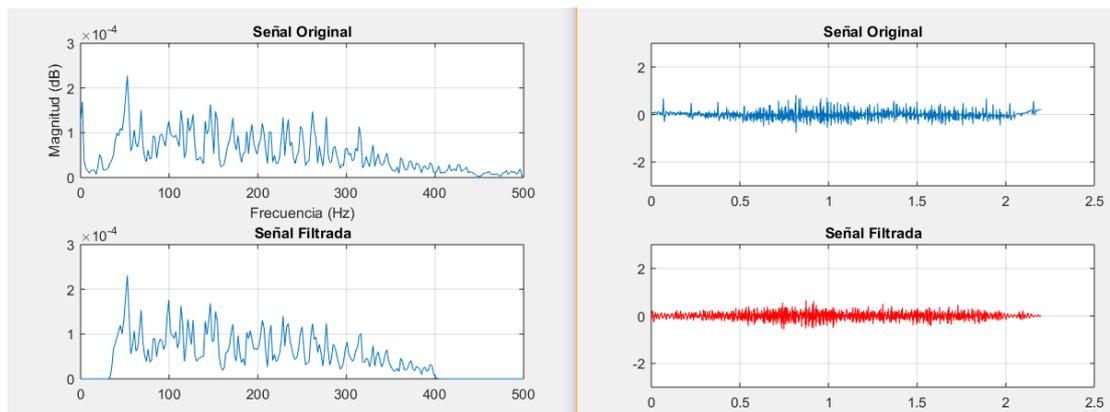


Figura 99 Densidad espectral de porción de contracción

Ahora si se requiere suprimir aún más el efecto de la señal ECG en las pruebas, se hace una prueba con los parámetros de $n=250\text{ms}$, $g=1.7$, y las frecuencias de corte $fc1=70\text{Hz}$ y $fc2=400\text{Hz}$, con los cuales en el estudio realizado por (Zhou, Lock, & Kuiken, 2007), se manifiesta que el efecto de ECG fue reducido a un 10%, mientras que se tiene un valor de EMG de 58%. Se comprueba de esta manera que a medida que se reduce el efecto de la señal cardíaca, también se afecta a la señal muscular en su amplitud. En la Figura 100 y la Figura 101 se muestran las respuestas con estos parámetros para el algoritmo de supresión de picos.

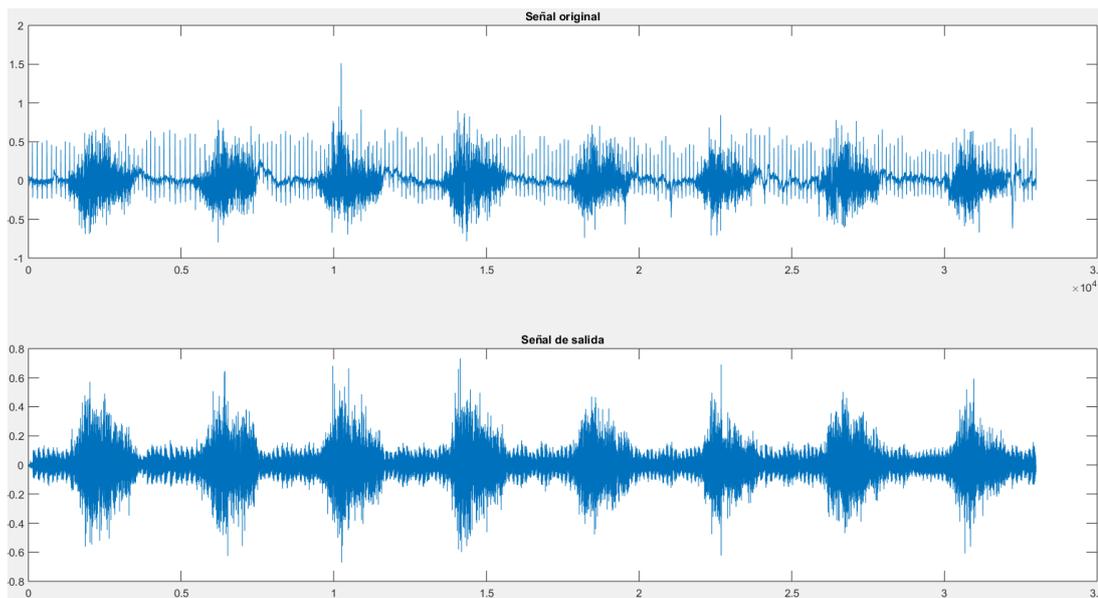


Figura 100 Señales con algoritmo en valores modificados

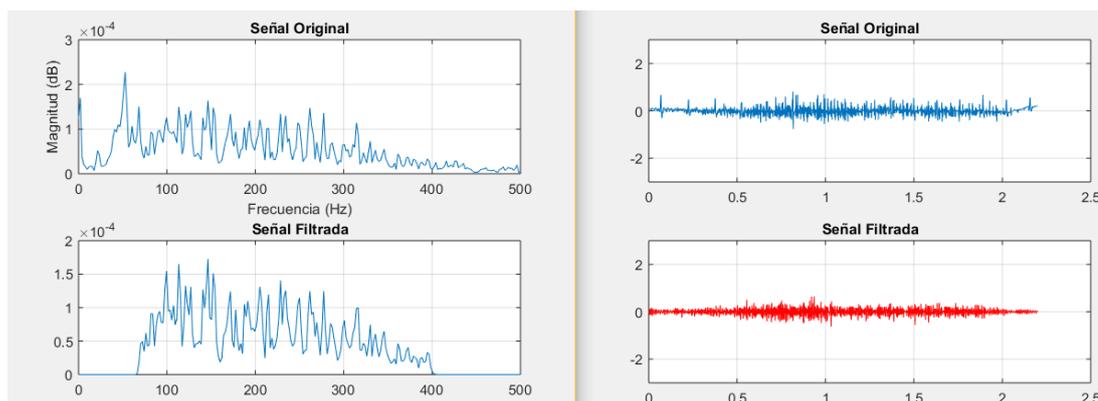


Figura 101 Densidad espectral del extracto de señal con valores modificados

Con esto se puede mencionar que queda a criterio de la aplicación y necesidad la decisión sobre los valores para el algoritmo. Las figuras muestran que efectivamente existe una disminución del efecto ECG en la señal; sin embargo al aumentar la frecuencia de corte, se puede estar sacrificando información EMG.

5.7. Resultados de simulación con V-REP

Como se especificó en la sección de diseño de software, para la simulación en V-REP el control de los movimiento previamente programados para el manipulador Baxter se verifica haciendo uso del valor de ARV durante

la adquisición de las señales. Es decir, mientras la simulación está activa el código verifica continuamente el valor de ARV para los músculos; de cumplirse la condición de umbrales para cada tipo de movimiento, se envía la cadena de caracteres correspondiente que luego se recibe en la plataforma de V-REP para proceder a que el manipulador ejecute el movimiento indicado.

Para la prueba de la simulación se realizaron dos series de experimentos en donde se realizaban 10 pruebas por cada movimiento programado, es decir un total de 30 pruebas en total. Esto permitía identificar cómo responde la simulación ante la ejecución de movimientos en tiempo real. Finalmente se realizó este experimento dos veces y se registró en la tabla de la Figura 102 con los respectivos intentos exitosos y fallidos. Hay que mencionar que se debe realizar correctamente el movimiento por parte del sujeto, de lo contrario no se activan de la manera óptima los tejidos musculares; y los valores de ARV pueden no llegar a ser los necesarios para ser reconocidos por el código.

Pruebas respuesta de simulación

Intentos	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Total Válidos
Movimiento 1	✓	✓	✓	✓	✓	✗	✓	✗	✓	✓	8
Movimiento 2	✓	✓	✗	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	9
Movimiento 3	✓	✓	✓	✓	✗	✓	✓	✓	✓	✓	9

Intentos	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Total Válidos
Movimiento 1	✓	✓	✗	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✗	8
Movimiento 2	✓	✓	✓	✗	✓	✓	✓	✓	✓	✗	9
Movimiento 3	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✗	✓	✓	9

Figura 102 Pruebas de simulación

En la Figura 102 se muestran los resultados de las pruebas realizadas para la simulación mediante API para V-REP. Los movimientos se realizan al azar hasta completar el número de intentos para cada tipo de movimiento. El movimiento 1 corresponde a una contracción tanto de pectoral como de trapecio superior, el segundo es una contracción mayoritariamente del trapecio superior y una pequeña contracción de los músculos dorsales, y

finalmente para el tercer movimiento se buscar contraer los dorsales para poder activar el movimiento del manipulador Baxter. Con los valores de la figura anterior se puede determinar en porcentajes la respuesta que se tuvo en las pruebas de simulación mostrados a continuación en la Tabla 4.

Tabla 4.

Porcentaje de intentos exitosos para simulación en V-REP

Tipo de movimiento	Porcentaje de éxito
Movimiento 1	80%
Movimiento 2	90%
Movimiento 3	90%

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

6.1. Conclusiones

- El diseño del prototipo para medir señales musculares en la zona torácica en pecho y espalda permitió observar el comportamiento de los grupos musculares seleccionados como de interés; su interacción y activación durante la ejecución de ejercicios y movimientos, cuyo objetivo era generar contracciones musculares en estas zonas del cuerpo. Hay que mencionar que existen ciertos inconvenientes con la posición de los electrodos en la parte alta del pectoral, debido a que existe un ruido considerable causado por el movimiento entre la piel y el electrodo.
- Mediante el diseño del circuito de adquisición, amplificación y control para señales EMG, se obtiene un esquema que reduce el número de componentes electrónicos necesarios por canal y que están albergados en cajas fabricadas mediante impresión 3D; las mismas que se ubican cerca de los músculos que son de interés para el mejor funcionamiento del prototipo generado.
- La aplicación de algoritmos y técnicas de filtrado permitió reducir la incidencia de interferencias en la señal EMG durante las pruebas realizadas. El filtro adaptativo permite atenuar el efecto de posibles factores de ruido presentes en el ambiente que pueden tener efectos en el rango de frecuencias de activación y contracción de los músculos. El algoritmo de supresión de picos con umbral dependiente del ARV redujo en gran medida los efectos de las componentes de señal ECG, principalmente en los músculos ubicados al lado izquierdo del torso del sujeto y cercanos al corazón. Sin embargo, la reducción de este efecto ECG representó también sacrificar cierta parte de la información EMG en cuanto a amplitud.
- La adquisición de las señales empieza con la transmisión mediante Bluetooth de las mismas que posteriormente son recibidas por la

computadora en el software Matlab. Se diseñó una interfaz que permite visualizar los ocho canales de EMG al simultáneamente y en tiempo real logrando así observar el comportamiento de los músculos durante la ejecución de movimientos propuestos en el protocolo de pruebas del presente documento. Dichas señales una vez finalizada la adquisición pueden ser guardadas en un archivo para que se realicen otras acciones de filtrado y procesamiento de señales usando diferentes técnicas que puedan ser de interés para la aplicación del prototipo a futuro.

- La simulación generada en el software V-REP permitió agregar un factor de visualización mediante el accionamiento de las extremidades de un manipulador, cuyos movimientos fueron predefinidos en dicho software y controlados por las contracciones en los músculos del sujeto. Dichas señales adquiridas y procesadas en Matlab luego permiten enviar comandos para la ejecución de los movimientos del manipulador.

6.2. Recomendaciones

- En cuanto al uso y manipulación del prototipo, se debe revisar la correcta conexión de los pares de electrodos en el conector correspondiente con sus etiquetas; puesto que las ganancias son distintas para cada músculo.
- Igualmente se debe evitar que el equipo se encuentre encendido con los cables de los electrodos desconectados, debido a que puede dañar las entradas análogas de la tarjeta de microcontrolador.
- En cuanto a mejoras al prototipo, se debe estudiar la posibilidad de realizar las placas de circuitos con elementos de montaje superficial, que son circuitos de menor tamaño que pueden significar una mejora sustancial en la reducción de las dimensiones de las cajas donde se ubican los circuitos. Otra alternativa puede ser la elaboración de las placas de circuitos en materiales flexibles

que obviamente requieren de una fabricación mucho más especializada.

- La geometría de los electrodos puede ser diseñada para que pueda ser acoplada a los conectores comunes que se utilizan con los electrodos de uso en hospitales. Además se puede estudiar la posibilidad de elaborar electrodos con tejidos conductivos que harían que los electrodos estén incluidos en la elaboración de la prenda.
- Con los resultados de este proyecto se puede analizar la alternativa de disponer los electrodos en sitios distintos como por ejemplo ampliar el estudio hacia crear una matriz de electrodos para el pectoral que pueda proporcionar mayor información sobre su activación y contracciones cuando se realizan movimientos con las extremidades superiores. Igualmente existe la posibilidad de estudiar temáticas relacionadas con la respiración y el trabajo que realizan los músculos cercanos al diafragma mientras la persona duerme para el diagnóstico de posibles patologías. Un estudio más profundo de las relaciones entre la activación muscular durante la ejecución de ejercicios puede servir para observar desbalances y la correcta postura de la persona para evitar lesiones e incluso para rehabilitación después de alguna enfermedad o accidente.
- Durante el análisis de técnicas para procesamiento de las señales se intentó aplicar la técnica de análisis de componentes independientes (ICA) sin llegar a resultados concluyentes. Puede ser motivo de un nuevo trabajo de investigación la prueba e implementación de técnicas distintas de procesamiento de señales que sirvan para el funcionamiento del prototipo en tiempo real con mejores características.
- Se puede vincular los resultados obtenidos con este proyecto a otros proyectos de investigación que se están ejecutando actualmente en otros músculos del cuerpo, con el objetivo de contar con un estudio completo que puede ser aplicado al control de

diferentes dispositivos o en el análisis más profundo de las relaciones biomecánicas que existen en el cuerpo humano.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Alexander, C., & Sadiku, M. (2006). *Fundamentos de Circuitos electrónicos*. México D.F.: McGraw-Hill.
- Álvarez Osorio, L. (abril de 2007). *Repositorio UTP*. Obtenido de <http://repositorio.utp.edu.co/dspace/bitstream/handle/11059/91/6213822A473as.pdf;jsessionid=28D5FCD07BCC87F8D70EECD6531FDEBC?sequence=3>
- Benítez Andrades, J. A. (16 de febrero de 2015). *vitonica*. Obtenido de <http://www.vitonica.com/anatomia/tipos-de-contraccion-muscular>
- Bodybuilding Advisor*. (20 de febrero de 2016). Obtenido de Top 10 best bench press variations: <http://bodybuildingadvisor.com/?s=top+10+best+bench>
- Chi, Y. M., Jung, T.-P., & Cauwenberghs, G. (2010). Dry-Contact and Noncontact Biopotential Electrodes: Methodological Review. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*.
- Coppelia Robotics*. (2016). Obtenido de V-REP: <http://www.coppeliarobotics.com/index.html>
- Criswell, E. (2010). *Cram's Introduction to Surface Electromyography*. Sudbury: Jones and Bartlett Publishers.
- De Luca, C., Gilmore, D., Kuznetsov, M., & Roy, S. (2010). Filtering de surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. *Journal of Biomechanics*, 1573-1579.
- Dhiman, J., Ahmad, S., & Gulia, K. (2013). Comparison between Adaptive filter Algorithms (LMS, NLMS and RLS). *International Journal of Science, Engineering and Technology Research*, 1100-1103.
- Eiesly, K. (09 de noviembre de 2015). *Bodybuilding*. Obtenido de Warning - 4 Exercises That Will Blow Up Your Lats!: http://www.bodybuilding.com/fun/4_back_blasting_exercises.htm

- Enderle, J., & Bronzino, J. (2012). *Introduction to Biomedical Engineering*. Boston: Elsevier.
- Florimond, V. (febrero de 2009). *Basics of Surface Electromyography*. Montreal, Canadá.
- García Hernández, M. (19 de agosto de 2008). *Propuesta y Evaluación de un Algoritmo de Filtrado Adaptable*. Obtenido de Slideshare: <http://es.slideshare.net/ascona051/algoritmo-de-filtrado-adaptable>
- Golabbakhsh, M., Masoumzadeh, M., & Sabahi, M. (2011). ECG and power line interference noise removal from respiratory EMG signal using adative filters. *Majlesi Journal of Electrical Engineering*, 28-33.
- Henderson, F., & Gupta, S. (2014). *Cornell Electrical and Computer Engineering*. Obtenido de eyeMouse ELECTRO-OCULAR CURSOR CONTROL: https://people.ece.cornell.edu/land/courses/ece4760/FinalProjects/f2014/skg73_wfh42/skg73_wfh42/
- Jaramillo Flores, C. (2015). *Diseño e implementación de un sistema de electromiografía compitarizada*. Sangolquí.
- Kesto, N. (5 de abril de 2013). *Michigan State University*. Obtenido de <http://www.egr.msu.edu/classes/ece480/capstone/spring13/group03/documents/ElectrocardiographyCircuitDesign.pdf>
- Labandeira, T. (13 de diciembre de 2013). *Entrenamiento*. Obtenido de <https://www.entrenamiento.com/musculacion/fuerza/tipos-de-fibras-musculares-y-su-relacion-con-la-fuerza/>
- Lafferriere, P., Lemaire, E., & Chan, A. (2011). Surface Electromyographic Signals Using Dry Electrodes. *IEEE Transactios on instrumentation and measurement*, 3259-3268.
- Martínez Cruz, D. (octubre de 2001). *Implementación de Filtros Adaptativos LMS en Tiempo Real*. Obtenido de EPN: <http://bibdigital.epn.edu.ec/bitstream/15000/9175/3/T1835.pdf>

- Meneses, A., & Toloza, D. (2005). *Dalcame*. Obtenido de <http://www.dalcame.com/emg.html#.WBN9MSRa26x>
- Men's Health*. (25 de marzo de 2015). Obtenido de The 11 Best Traps Exercises: <http://www.menshealth.com/fitness/best-traps-exercises>
- Merletti, R. (1999). Standards for Reporting EMG Data. *Journal of Electromyography and Kinesiology*.
- Merletti, R., Botter, A., Troiano, A., Merlo, E., & Minetto, M. (2009). Technology and instrumentation for detection and conditioning of the surface electromyographic signal: State of the art. *Clinical Biomechanics* 24, 122-134.
- Myers, A., Huang, H., & Zhu, Y. (2015). Wearable silver nanowire dry electrodes for electrophysiological sensing. *RSC Advances*, 11627-11632.
- Orfanidis, S. (2007). *Optimum Signal Processing. An Introduction*. McGraw-Hill.
- Prevenciontme*. (19 de febrero de 2011). Obtenido de Trastornos musculoesqueléticos: <http://prevenciontme.blogspot.com/2011/02/evaluacion-de-la-actividad-muscular.html>
- SENIAM. (1996). *SENIAM*. Obtenido de <http://www.seniam.org/>
- Spartafit*. (2007). Obtenido de The cable crossover fly: <http://www.spartafit.com/exercise/cable%20crossover%20flye.php>
- Stofreggen, P. (s.f.). *PJRC*. Obtenido de <https://www.pjrc.com/>
- Texas Instruments. (1995). *INA12x Precision, Low Power Instrumentation Amplifiers*. Dallas.
- Towsend, N. (2001). *Informatio Engineering*. Obtenido de https://www.robots.ox.ac.uk/~neil/teaching/lectures/med_elec/notes2.pdf

- Un motivado mas.* (13 de mayo de 2016). Obtenido de <http://unmotivadomas.com/2016/05/13/contraccion-muscular/>
- University of Guelph.* (s.f.). Obtenido de Biology for Biological Engineering: <http://www.soe.uoguelph.ca/webfiles/mleuniss/Biomechanics/EMG.html>
- Weight Training Guide.* (s.f.). Obtenido de Low cable crossover: <http://weighttraining.guide/exercises/low-cable-cross-over/>
- Wilaeba electrónica.* (s.f.). Obtenido de Amplificador sumador no inversor: <https://sites.google.com/site/electronicabasicayavanzada/home/amplificador-operacional/sumador-no-inversor>
- Willigenburg, N., Daffertshofer, A., Kingma, I., & van Dieen, J. (2012). Removing ECG contamination from EMG recordings: A comparison of ICA-based and other filtering procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 485-493.
- Wu, V., Barbash, I., Ratnayaka, K., Saikus, C., Sonmez, M., Kocaturk, O., . . . Faranesh, A. (2011). Adaptive Noise Cancellation to Suppress Electrocardiography Artifacts During Real Time Interventional MRI. *Journal of Magnetic Resonance*, 1184-1193.
- Zhou, P., Lock, B., & Kuiken, T. (2007). Real time ECG artifact removal for myoelectric prosthesis control. *Physiological Measurement*, 397-413.

ANEXOS