



---

**TRABAJO DE GRADO PARA INGENIERÍA ELECTRÓNICA**

**TÍTULO**

**Desarrollo de un sistema de parametrización de la conductividad nerviosa de músculos de la zona lumbar ante una flexión o extensión, basado en electromiografía no invasiva**

**Autor:**

**Carlos Andrés Mican Varón**

**Director:**

**Ing. German Arley Portilla González**

**JURADO CALIFICADOR:**

**Jurado 1: German Arley Portilla González**

**Jurado 2: Julio Cesar Ospino**

**Jurado 3: José Daniel Corzo**

**UNIVERSIDAD DE PAMPLONA  
FACULTAD DE INGENIERÍAS Y ARQUITECTURA  
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA, SISTEMAS  
Y TELECOMUNICACIONES  
PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA**

**PAMPLONA-COLOMBIA  
Diciembre de 2020**



**DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA**

---

**TRABAJO DE GRADO PRESENTADO PARA INGENIERÍA ELECTRÓNICA**

**TEMA:**

**DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA**

**FECHA DE INCIO DEL TRABAJO: agosto de 2020**

**FECHA DE TERMINACION DEL TRABAJO: diciembre de 2020**

**NOMBRES Y FIRMAS DE AUTORIZACIÓN PARA LA SUSTENTACION:**

---

**CARLO ANDRES MICAN VARON**

**AUTOR**

---

**Ing. GERMAN ARLEY PORTILLA G.**  
**DIRECTOR**

---

**Ing. JOSÉ DANIEL CORZO.**  
**DEL PROGRAMA**

**JURADO CALIFICADOR:**

---

**Ing. GERMAN ARLEY PORTILLA G.**  
**JURADO 1**

---

**Ing. JULIO CESAR OSPINO**  
**JURADO 2**

---

**Ing. JOSÉ DANIEL CORZO**

**JURADO 3**

**PAMPLONA N. S. COLOMBIA**

**DICIEMBRE DE 2020**



## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

---

### AGRADECIMIENTOS

Dios, tu amor y tu bondad no tienen fin, me permites sonreír ante todos mis logros que son resultado de tu ayuda, y cuando caigo y me pones a prueba, aprendo de mis errores y me doy cuenta de que los pones en frente mío para que mejore como ser humano, y crezca de diversas maneras.

Este trabajo de tesis ha sido una gran bendición en todo sentido y te lo agradezco padre, y no cesan mis ganas de decir que es gracias a ti que esta meta está cumplida. Quiere agradecer todo el apoyo incondicional, que me brinda el ingeniero German portilla, que, con su ayuda y conocimiento, fue posible la realización de este trabajo, gracias a él y muchas bendiciones.

También quiero agradecer a mi madre María del Carmen Varón Salazar que con su esfuerzo y ayuda incondicional a logrado que cumpla con este logro tan importante en mi vida como persona y como profesional.



# DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

---

## RESUMEN

Las señales electromiográficas (EMG) son señales eléctricas producidas por un músculo durante el proceso de contracción y relajación, tiene como propósito conocer el funcionamiento del sistema nervioso periférico (músculos y nervios y nervios que los inervan), lo que permite comprobar si tal funcionamiento es adecuado o no, es decir, si el escenario es normal o hay alguna alteración anómala. Consiste en el registro gráfico de la actividad eléctrica de los diferentes músculos del cuerpo, esta característica muscular se pretende aprovechar para desarrollar un sistema que a través de electrodos superficiales ubicados en diferentes puntos de la zona lumbar y mediante señales electromiográficas se puedan extraer patrones que puedan identificar y diferenciar variaciones cuando una persona esté realizando alguna actividad física o se encuentre en estado de relajación. Por tratarse de una técnica no invasiva, facilita el proceso de diagnóstico y monitorización de dichas señales, las cuales por medio de la programación se pueden llegar a parametrizar. Estas señales electromiográficas (EMG), serán captadas por medio de un dispositivo de adquisición de señales, las cuales pasarán por una etapa de amplificación y filtrado para luego ser enviadas de manera serial, por medio de la tarjeta tiva c tm4c123gxl, que es la que me recibe la señal EMG y me la envía al entorno Matlab para ser digitalizada y procesada.

La esencia de este proyecto se basa en el procesamiento y clasificación de esta señal EMG que proviene del musculo lumbar, la cual se obtendrá por medio de electrodos superficiales que irán colocados al musculo erector espinal, a la altura de L1 (longissimus), se extraerán patrones que logren revelar información de interés, y luego se aplicarán técnicas de redes neuronales que clasifique estas señales y se puedan comparar para poder establecer un resultado.



# DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

---

## ABSTRACT

Electromyography (EMG) signals are electrical signals produced by a muscle during the contraction and relaxation process, its purpose is to know the functioning of the peripheral nervous system (muscles and nerves and nerves that innervate them), which allows determining if such functioning is adequate or not, that is, if the situation is normal or there is some pathological alteration. It consists of the graphic recording of the electrical activity of the different muscles of the body, this muscular characteristic is intended to be used to develop a system that through surface electrodes located at different points of the lumbar area and through electromyography signals, patterns can be extracted that can identify and differentiate alterations when a person is doing some physical activity or is in a state of relaxation. As it is a non-invasive technique, it facilitates the process of diagnosis and monitoring of these signals, which through programming can be parameterized, These electromyographic signals (EMG) will be captured by means of a signal acquisition device, which will go through an amplification and filtering stage and then be sent serially, through the tiva c card tm4c123gx1, which is the one that It receives the EMG signal from me and sends it to the MATLAB environment to be digitized and processed. The purpose of this project is based on the processing and classification of this EMG signal that comes from the lumbar muscle, which will be obtained by means of superficial electrodes that will be placed on the erector spinae muscle, at the height of L1 (longissimus). They will extract patterns that reveal information of interest, and then neural network techniques will be applied to classify these signals and they can be compared to establish a result.



# DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

## CONTENIDO

RESUMEN .....	4
ABSTRACT .....	5
<b>CAPITULO 1</b>	
1. INTRODUCCIÓN .....	10
1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y JUSTIFICACIÓN .....	10
1.2. OBJETIVOS .....	11
1.2.1. OBJETIVO GENERAL .....	11
1.2.2. OBJETIVOS ESPECIFICOS .....	11
<b>CAPITULO 2</b>	
2. ESTADO DEL ARTE .....	14
2.1. OPTIMIZACION Y CLASIFICACION DE SEÑALES EMG A TRAVEZ DE METODOS DE RECONOCIMIENTO DE PATRONES .....	14
2.2. TES DE PROTOCOLO FLEXIÓN-RELAJACION LUMBAR-FRPLUMBAR .....	15
2.3. ANALISIS E IDENTIFICACION DE LOS MOVIMIENTOS DE UN BRAZO HUMANO UTILIZANDO UN SISTEMA DE ADQUISICION Y PROCESAMIENTO DE SEÑALES ELECTROMIOGRAFICAS .....	17
2.4. EXTRACCION DE CARACTERISTICAS Y CLASIFICACION DE SEÑALES ELECTROMIOGRAFICAS URTILIZANDO LA TRANSFORMADA HILBERT-HUANG Y REDES NEURONALES .....	17
2.5. PROCESADO DE SEÑALES EMG EN TRASTORNOS NEUROMUSCULARES.....	18
<b>CAPITULO 3</b>	
3. CONTEXTUALIZACION .....	19
3.1. SEÑALES BIOELECTRICAS O BIOPOTENCIALES.. .....	19
3.2. SISTEMA NERVIOSO .....	20
3.2.1. FUNCION DEL SISTEMA NERVIOSO .....	20
3.2.2. SISTEMA NERVIOSO Y NEURONAS .....	21
3.3. POLARIZACION Y DESPOLARIZACION .....	21
3.3.1. CONCENTRACION IONICA .....	21



# DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

---

<b>3.3.2. POTENCIAL DE MEMBRANA Y MEMBRANA POLARIZADA.....</b>	<b>22</b>
<b>3.3.3. DESPOLARIZACION DE MEMBRANA.....</b>	<b>22</b>
<b>3.4. ELECTROMIOGRAFIA DE SUPERFICIE EMGS.....</b>	<b>23</b>
<b>3.5. SISTEMA DE ADQUISICION DE SEÑALES EMG.....</b>	<b>24</b>
<b>3.5.1. ELECTRODOS.....</b>	<b>25</b>
<b>3.5.2. AMPLIFICACION.....</b>	<b>26</b>
<b>3.5.2.1. AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACION.....</b>	<b>26</b>
<b>3.5.2.2. CONFIGURACION BASICA DE UN AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACION.....</b>	<b>27</b>
<b>3.5.2.3. AMPLIFICADORES DE INSTRUMENTACION MEDICA MAS COMUNES.....</b>	<b>30</b>
<b>3.6. FILTROS ANALOGOS.....</b>	<b>31</b>
<b>3.6.1. FILTROS ACTIVOS.....</b>	<b>33</b>
<b>3.6.1.1. FILTRO DE BUTTERWORTH.....</b>	<b>33</b>
<b>3.6.1.1.1. DESCRIPCION.....</b>	<b>33</b>
<b>3.7. CONVERTIDOR ANALOGO DIGITAL.....</b>	<b>34</b>
<b>3.7.1. MUESTREO DE LA SEÑAL ANALOGA.....</b>	<b>35</b>
<b>3.7.2. CUANTIFICACION DE LA SEÑAL ANALOGA .....</b>	<b>36</b>
<b>3.7.3 . TAMAÑO DE BIT.....</b>	<b>36</b>
<b>3.7.4.RANGO.....</b>	<b>37</b>
<b>3.7.5. RESOLUCION .....</b>	<b>37</b>
<b>3.8.TIVA C TM4C123G.....</b>	<b>37</b>
<b>3.8.1.CARACTERISTICAS DE LA TIVA.....</b>	<b>38</b>
<b>3.8.2. ENTORNO DE PROGRAMACION DE LA TIVA, ENERGIA.....</b>	<b>39</b>
<b>3.9. TECNICAS DE PROCESAMIENTO Y EXTRACION DE PATRONES DE SEÑALES EMG.....</b>	<b>39</b>
<b>3.9.1. SUAVISADO DE LA SEÑAL.....</b>	<b>39</b>
<b>3.9.2. FILTRADO DIGITAL.....</b>	<b>39</b>
<b>3.9.3. TRANSFORMADA DE FOURIER.....</b>	<b>40</b>
<b>3.9.4 TRANSFORMADA WAVWLET.....</b>	<b>40</b>

---



# DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

---

<b>3.9.5. ENTROPIA DE LA SEÑAL.....</b>	<b>41</b>
<b>3.9.6. AUTOCORRELACION Y CORRELACION.....</b>	<b>41</b>
<b>3.9.7. REDES NEURONALES Y ARTIFICIALE.....</b>	<b>42</b>
<b>CAPITULO 4</b>	
<b>4.DESARROLLO E IMPLEMENTACION DEL SISTEMA.....</b>	<b>44</b>
<b>4.1. SISTEMA DE ADQUISICION DE SEÑALES.....</b>	<b>45</b>
<b>4.1.1. PREPARACION DEL PACIENTE.....</b>	<b>45</b>
<b>4.1.2. ADQUISICION DE LA SEÑAL EMG.....</b>	<b>45</b>
<b>4.1.3. PRE-AMPLIFICACION.....</b>	<b>46</b>
<b>4.1..3.1 PARAMETROS DE CONFIGURACION.....</b>	<b>48</b>
<b>4.1.4. FILTRADO DE LA SEÑAL .....</b>	<b>48.</b>
<b>4.1.4.1.FILTRO PASA ALTA BUTTERWORTH CONFIGURACION SALLEN-KEY DE 4° ORDEN.....</b>	<b>48</b>
<b>4.1.4.2. FILTRO PASA BAJA BUTTERWORTH CONFIGURACION SALLEN-KEY DE 4° ORDEN .....</b>	<b>51</b>
<b>4.1.5 ETAPA DE OFFSET.....</b>	<b>53</b>
<b>4.1.6 DIGITALIZACION (ADC).....</b>	<b>54</b>
<b>4.1.6.1 CAPTURA, CLASIFICACION Y VISUALIZACION DE LOS DATOS.....</b>	<b>54</b>
<b>4.1.6.2. PROSEDIMIENTO PARA LA ADQUISICION DE LA SEÑAL.....</b>	<b>54</b>
<b>4.1.6.3. CAPTURA Y TRASMISION DE DATOS.....</b>	<b>54</b>
<b>4.1.6.4 ALGORITMO PARA CAPTURAR DATOS Y ENVIARLOS POR EL PUERTO SERIAL.....</b>	<b>55</b>
<b>4.1.6.5. ALGORITMO EN MATLAB PARA RECIBIR LOS DATOS POR EL PUERTO SERIAL .....</b>	<b>56</b>
<b>4.1.6.6. SEÑAL OBTENIDA ANTE UNA FLEXION O EXTENSION LUMBAR DE UNA PERSONA SIN TRASTORNO MUSCULAR.....</b>	<b>57</b>
<b>4.1.6.7.SEÑAL OBTENIDA ANTE UNA FLEXION O EXTENSION LUMBAR DE UNA PERSONA CON TRASTORNO MUSCULAR.....</b>	<b>57</b>
<b>4.1.7.PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL.....</b>	

---



# DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Secuencia de posiciones durante la ejecución del gesto en la prueba de flexión -r relajación lumbar .....	15
Figura 2. Señal EMG obtenida despues de realizar el testFRP/Lumbar.....	16
Figura 3. Sistema nervioso.. ..	20
Figura 4. Sistema nervioso y neuronas.....	21
Figura 5. Distribución de iones en torno a la membrana neuronal.....	22
Figura 6. Potencial de membrana o membrana polarizada .....	22
Figura 7. Despolarización de la membrana.....	22
Figura 8. Electrodo real polarizado con sistema resistivo.....	24
Figura 9. Diagrama en bloques de un sistema de adquisicion de señales EMG.....	25
Figura 10. Electrodos superficiales.....	25
Figura 11. Esquema de un amplificador de instrumentación .....	26
Figura 12. Configuración basica de un amplificador de instrumentación .....	27
Figura 13. Circuito excitado con una entrada en modo diferencial.....	28
Figura 14. Circuito excitado en modo comun.....	28
Figura 15. Filtro pasa baja ideal.....	31
Figura 16. Filtro pasa alta ideal.....	32
Figura 17. Filtro pasa banda ideal .....	32
Figura 18. Filtro rechaza banda ideal .....	33
Figura 19. Respuesta a un filtro pasa banda .....	34
Figura 20. Filtros de butterworth de distintos oreden es con la misma frecuencia... ..	34
Figura 21. Estructura de conversion ADC.....	35
Figura 22. Proceso de muestreo.....	36
Figura 23. Tarjeta tiva TM4C 123G.....	38
Figura 24. Filtrado adaptativo de la señal EMG .....	40
Figura 25. Trasformada de fourier .....	40
Figura 26. Transformadas wavelet. ....	41
Figura 27. Redes neuronales .....	42
Figura 28. Vision de la logica difusa.....	43
Figura 29. Sistema de adquisicion de señales EMG .....	¡Error! Marcador no definido.
Figura 30. Ubicación de los electrodos en el musculo lumbar.....	¡Error! Marcador no definido.
Figura 31. Electrodos superficiales de Ag/AgCl.....	¡Error! Marcador no definido.
Figura 32. Configuracion basica de un amplificador INA 128.....	47
Figura 33. Filtro pasa alta butterworth configuracion sellen-key .....	49
Figura 34. Filtro pasa baja butterworth configuracion sellen-key... ..	¡Error! Marcador no definido.
Figura 35. Circuito etapa de offset .....	53
Figura 36. Señal adquirida por el sistema de una persona sin trastorno muscular .	57
Figura 37. Señal adquirida por el sistema de una persona con trastorno muscular	57



## **DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA**

---

**Figura 38. Posición ortostática**

**Figura 39. Flexión máxima voluntaria.**

**Figura 40. Extensión hasta posición inicial.**

**Figura 41. Señal obtenida por el sistema de una persona sin trastorno muscular**

**Figura 42. Señal obtenida por el sistema de una persona con trastorno muscular**

**Figura 43.**

**Figura 44.**



# DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

---

## LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Rango de algunas de los bioseñales más usada.....	22
Tabla 2. Amplificadores de instrumentación medica comerciales.....	30



# DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

---

## CAPITULO 1

### 1. INTRODUCCIÓN

#### 1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y JUSTIFICACIÓN

Estamos en el siglo XXI, y van quedando atrás los tiempos en los que el trabajo manual era fundamental en la gran mayoría de los sectores productivos. Se puede decir que el esfuerzo físico en el trabajo ya no es tan importante, ya que existen muchos procesos automatizados que, aparte de necesitar menos mano de obra, requieren también menos esfuerzo físico. Sin embargo, los estudios, las investigaciones, las estadísticas, los y las trabajadoras indican que para el desempeño de sus tareas tienen que ejercer un esfuerzo considerable, ya que deben: Trabajar rápido, atender varias tareas a la vez, aplicar exigencias físicas importantes, disponer de muy poco espacio para trabajar con comodidad, trabajar sobre superficies inestables o irregulares.

Todos estos aspectos pueden tener consecuencias sobre la salud y estas tienen un nombre: trastornos musculoesqueléticos (TME) y toda una problemática a su alrededor que implica, en muchos casos, que las personas que los padecen pierdan su salud e incluso la capacidad para desarrollar su trabajo. [1]

Según datos del ministerio de salud y protección social los trabajadores y las trabajadoras manifiestan que en su puesto de trabajo:

Las exigencias físicas más habituales son: repetir los mismos movimientos de manos o brazos (59%) y adoptar posturas dolorosas o fatigantes (36%). En ambas circunstancias, la frecuencia de exposición de las mujeres es superior a la de los hombres. El nivel de atención exigida en la tarea es muy alto, al igual que la cantidad de trabajo y se sienten agobiados, al igual que tienen que trabajar muy rápido o deben atender varias tareas al mismo tiempo. [2]

Por esta razón nace la propuesta de desarrollar un sistema que parametrize la conductividad nerviosa del músculo de la zona lumbar basado en electromiografía no invasiva, que servirá como herramienta para dar solución a los distintos trastornos musculares a los cuales están sometidos las personas en su ámbito laboral.

La electromiografía es una metodología de registro y análisis de la actividad bioeléctrica del músculo esquelético orientada al diagnóstico de las enfermedades neuromusculares. [3]

Con el desarrollo de la tecnología digital se ha permitido disponer de sistemas controlados por microprocesadores cada vez más fiables y potentes para captar, representar,



## **DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA**

---

almacenar, analizar y clasificar las señales bioeléctricas.

El uso de la EMG en las ciencias de la rehabilitación ha contribuido a comprender los patrones neuromusculares utilizados en la ejecución de distintos gestos motores. También ha ayudado al entendimiento de las posibles causas y consecuencias de una lesión y/o disfunción sobre el comportamiento electrofisiológico del músculo. [3]

Con la realización de este proyecto será posible obtener patrones de las señales producidas por el musculo lumbar ante una flexión o extensión y poderlo comparar con un patrón de una persona sin hacer esfuerzo físico con otro patrón sometido algún esfuerzo físico, teniendo como resultado un diagnostico el cual permitirá que un experto en el tema, de a conocer a la persona el estado en que se encuentra los músculos de la zona lumbar.



# DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

---

## 1.2. OBJETIVOS

### 1.2.1. OBJETIVO GENERAL

Desarrollar un sistema de parametrización de la conductividad nerviosa de músculos de la zona lumbar ante una flexión o extensión, basado en electromiografía no invasiva.

### 1.2.2. OBJETIVOS ESPECIFICOS

Para atender al objetivo general del presente trabajo, han sido planteados los siguientes objetivos específicos:

- Realizar una búsqueda del estado del arte sobre sistemas que midan la conductividad nerviosa de los músculos en la zona lumbar, junto con las técnicas de procesamiento y clasificación avanzadas de señales electromiográficas.
- Diseñar un sistema de adquisición de señales electromiográficas tomadas de la zona lumbar que permita la codificación, procesamiento y clasificación de esta.
- Realizar técnicas de procesamiento y codificación de señales electromiográficas de la zona lumbar sobre el entorno de programación que más se ajuste al resultado deseado
- Relacionar señales electromiográficas tomadas de la zona lumbar de personas que estén sometidas a algún esfuerzo físico, con señales de personas que se encuentren en reposo, para lograr un establecer un resultado.



# DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

---

## CAPITULO 2

### 2. ESTADO DEL ARTE

Esta sección tiene como objetivo indagar bibliográficamente en los tópicos tratados y los principales trabajos relacionados al tema.

#### 2.1. OPTIMIZACION Y CLASIFICACION DE SEÑALES EMG A TRAVEZ DE METODOS RECONOCIMIENTO DE PATRONES

**Autores:** Duran Acevedo, Crithian Manuel , Jaimes Mogollón

Colombia, Articulo de revista, ITECKNE - Revistas Universidad Santo Tomás, publicado en 2013

Este artículo [4]. presenta un estudio basado en la optimización de la respuesta de un electromiógrafo a través de algunas técnicas utilizadas para el tratamiento, análisis y procesamiento de señales electromiográficas superficiales, con el fin de proporcionar una herramienta útil como estrategia para el diagnóstico y pronóstico de cuadro clínico de enfermedades musculares. Los datos fueron obtenidos a partir de la información de pacientes que fueron diagnosticados previamente por fisiatras, de los cuales 7 eran sanos y 5 pacientes mostraron neuropatía de pie caído. Un conjunto de señales electromiográficas fueron adquiridas y almacenadas durante el movimiento de dorsiflexión en una posición supina a partir del músculo tibial anterior en cada paciente. Luego estas señales fueron procesadas mediante técnicas de extracción característica y métodos de reconocimiento de patrones para la clasificación de las mismas. Para el preprocesamiento de las señales electromiográficas se emplearon métodos en tiempo y frecuencia, como la transformada de Fourier y, a su vez, técnicas como el Análisis de Componentes Principales (PCA) y redes neuronales artificiales, que permiten representar en forma gráfica los resultados obtenidos en un plano bidimensional y mejorar de esta forma el porcentaje de clasificación. [4]



# DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

---

## 2.2. Test de protocolo flexión-relajación lumbar- FRPLUMBAR

**AUTORES:** José Montero Viera, Fráncico Parra Gonzales, Alfonso Gómez Herrero

Valencia España, Universidad Politécnica de Valencia, Instituto de Biomédica.

En este trabajo desarrollan una aplicación que permite a los pacientes definir, de forma sencilla, mediante una interfaz gráfica sencilla, sus propios requisitos de ejecución del protocolo **TestFRP/Lumbar**, y obtener los resultados de forma automática e inmediata.

En este trabajo muestran como a partir de una serie de movimientos realizados por una persona se logra registrar variables que permiten analizar el comportamiento de las señales EMG por medio de una aplicación. [5]

### LOS MOVIMIENTOS QUE ANALIZARON

Las fases de los movimientos analizados se describen a continuación:

**Fase1.** Ortostática inicial: el sujeto permanece en reposo, en posición recta de pie.

**Fase2.** Flexión: partiendo de posición inicial, el sujeto realiza una flexión hasta completar la máxima flexión (MVF).

**Fase3.** MFV: el sujeto mantiene la posición de MFV durante un tiempo preestablecido.

**Fase4.** Extensión: el sujeto realiza el movimiento de extensión hasta recuperar la posición inicial.

**Fase5.** Ortostática final: el sujeto alcanza y mantiene la posición ortostática. En caso de repeticiones continuas del gesto, esta fase coincide con la ortostática inicial de la repetición siguiente.

Para el registro de las señales obtenidas por los movimientos realizados, utilizan un equipo de electromiografía de superficie para registrar la actividad muscular, y para obtener las variables que evidencian el fenómeno flexión – relajación lumbar, utilizan un sistema de análisis de movimientos de la columna vertebral y miembros inferiores. Con este equipo en conjunto logran determinar cómo se puede evaluar la actividad muscular ante el fenómeno FRP (Flexión - relajación), y esto lo hacen comparando la amplitud de la señal EMG en cada uno de los movimientos analizados.

Como conclusión a este trabajo realizado por los autores, se puede observar como a partir de las señales EMG que son resultados de la actividad muscular, se puede valorar el estado de los músculos solo con comparar la amplitud de la señal en cada uno de los movimientos.



## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

---

### 2.3. ANALISIS E IDENTIFICACION DE LOS MOVIMIENTOS DE UN BRAZO HUMANO UTILIZANDO UN SISTEMA DE ADQUISICION Y PROCESAMIENTO DE SEÑALES ELECTROMIOGRAFICAS

**Autores:** Luis Alberto Zabala Aguiar, John Germán Vera Luzuriaga, Christiam Xavier Núñez Zavala

Artículo de revista, Espirales revista multidisciplinaria de investigación, publicado enero de 2019

En este trabajo los autores desarrollaron un sistema de adquisición de señales, para detectar los movimientos generados por brazo humano a partir de las señales EMG generadas por la activación muscular, para detectar la posición del brazo utilizaron un acelerómetro como sensor, al cual conectaron a un Arduino que era el encargado de la adquisición de las señales y luego las procesaron con el programa Matlab, para el procesamiento utilizaron técnicas de extracción de patrones, como valor medio absoluto, varianza, numero de picos de la señal y desviación estándar.

Lo interesante de este proyecto es que el sistema es capaz de adquirir, procesar y mostrar los resultados de los diferentes movimientos del brazo como, flexión extensión, pronación y supinación en tiempo real. [6]

### 2.4. Extracción de Características y Clasificación de Señales Electromiográficas Utilizando la Transformada Hilbert-Huang y Redes Neuronales

**Autor:** Ing. Irving Aaron Cifuentes González,

México, Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica y Electrónica, (INAOE), 2012 [7]

En este trabajo utilizan 3 técnicas de extracción de patrones basados en Redes Neuronales para utilizarlo en el control de una prótesis transfemoral. La primera técnica que propone el autor se basa en el reconocimiento de patrones de las señales EMG para identificar 3 movimientos de la pierna, para esto hace uso de la transformada de Hilbert – Huang, en la segunda técnica que fue utilizada consiste en realizar una estimación de posición y velocidad angular, en esta técnica se consideran dos problemas importantes en la adquisición de las señales de EMG: el retraso electromecánico y la fatiga muscular, y para llevar a cabo esta técnicas diseñaron un sistema de adquisición de señales haciendo uso de amplificadores de instrumentación. [7]



## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

---

### 2.5. PROCESADO DE SEÑALES EMG EN TRASTORNOS NEUROMUSCULARES

**Autor:** Jhon Jaiber González Murillo [8]

España, universidad de Barcelona, 2013

En de este trabajo describen algunas de las técnicas actuales de procesamiento de señales electromiográficas (EMG) para diagnóstico de trastornos neuromusculares. Estas técnicas se basan en el uso de algoritmos matemáticos y métodos estadísticos con el fin de identificar, clasificar y mostrar la señal EMG de una manera automatizada. Para esto hacen uso de un electro miógrafo que adquiere la señal EMG para determinar parámetros concretos que permiten realizar diagnósticos en base a patrones ya conocidos.



# DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

## CAPITULO 3

### 3. CONTEXTUALIZACION.

#### 3.1. SEÑALES BIOELÉCTRICAS O BIOPOTENCIALES

Algunos tipos de células, denominadas excitables, presentan la característica de producir potenciales bioeléctricos como resultado de la actividad electroquímica de sus membranas, tales como las nerviosas, musculares y del tejido glandular. Puesto que cada tipo de célula presenta una actividad eléctrica característica, la medida de esta actividad proporciona información sobre su funcionamiento. Como las disfunciones se revelan frecuentemente en la señal bioeléctrica, se puede obtener información para el diagnóstico a partir de estos registros. [9]

Bioseñal	Definición	Rango amplitud	Rango frecuencia
Electrocardiograma (ECG)	Actividad eléctrica cardíaca	0.5 - 4 mV	0.01-250 Hz
Electroencefalograma (EEG)	Actividad eléctrica cerebral	5 - 300 $\mu$ V	DC-150 Hz
Electrogastrograma (EGG)	Actividad eléctrica gástrica	10 $\mu$ V – 1 mV	DC-1 Hz
Electromiograma (EMG)	Actividad eléctrica muscular	0.1 – 5 mV	DC-10 kHz
Electroneurograma (ENG)	Actividad eléctrica nerviosa	0.01 – 3 mV	DC-1 kHz
Electrooculograma (EOG)	Potencial retina-córnea	50 - 3500 $\mu$ V	DC-50 Hz
Electrorretinograma (ERG)	Actividad eléctrica de la retina	0 - 900 $\mu$ V	DC-50 Hz
Fonocardiograma (PCG)	Sonidos cardíacos	80 dB (rango dinámico) 100 $\mu$ Pa (umbral)	5-2000 Hz
Flujo sanguíneo	Flujo sanguíneo	1 – 300 ml/s	DC – 20 Hz
Gasto cardíaco	Cantidad de sangre bombeada por el corazón en unidad de tiempo	4 – 25 litros/minuto	DC – 20 Hz
pH sanguíneo	Medida del pH en sangre	6.8 – 7.8 unid. pH	DC – 2 Hz
Plestitimografía	Medida de cambios de volumen	Depende del órgano medido	DC-30 Hz
Pneumotacografía	Medida del flujo respiratorio	0-600 litros/minuto	DC-40 Hz
Potencial acción	Potencial característico de diferentes tipos de células	100 mV	2 kHz
Potenciales evocados (EP)	Respuestas cerebrales evocadas por estímulos sensoriales	0.1 - 10 $\mu$ V	0.5 – 3 kHz
Presión arterial	Presión sanguínea arterial	10 – 400 mm Hg	DC – 50 Hz
Presión venosa	Presión sanguínea venosa	0 – 50 mm Hg	DC – 50 Hz
Respuesta galvánica de la piel (GSR)	Potencial generado por la actividad de las glándulas sudoríparas de la mano	1 – 500 k $\Omega$	0.01 -1 Hz

Tabla 1. Rangos de algunas de los bioseñales más usuales. [9]



# DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

## 3.2. SISTEMA NERVIOSO

El sistema nervioso es el encargado de dirigir, supervisar y controlar todas las funciones y actividades de nuestros órganos y organismo en general.

Gran parte de los seres vivos, así como los seres humanos, poseen sistemas nerviosos. Sin embargo, hay organismos que no lo poseen, como por ejemplo los protozoos y los poríferos. [10]

### 3.2.1. Función del sistema nervioso

El sistema nervioso tiene la función de relación, ya que, como la palabra indica, relaciona las funciones y los estímulos de las diferentes partes del cuerpo a través de este sistema central.

De esta manera, es posible que los seres humanos y otros animales puedan coordinar sus movimientos o respuestas tanto conscientes como reflejas [10]



Figura 3. Sistema nervioso [11]

---

### **3.2.2. Sistema nervioso y neuronas**



**Figura 4. Sistema nervioso y neuronas. [12]**

Las células de nuestro sistema nervioso se llaman neuronas, y son de suma importancia para su correcto funcionamiento, ya que se encargan de transmitir la información sensorial.

Las neuronas son células especializadas que reciben los estímulos de todas las partes de nuestro cuerpo y, a su vez, mandan las respuestas para que los órganos y otras capacidades físicas funcionen adecuadamente. [12]

### **3.3. Polarización y despolarización**

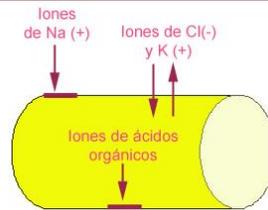
La transmisión de impulsos nerviosos es la base de la función en el sistema nervioso. Sin embargo, para entender la transmisión nerviosa es necesario familiarizarse primero con la biofísica de la membrana neuronal, especialmente en el transporte de iones a través de ella y el desarrollo de potenciales eléctricos al atravesarla. Existen distintas teorías para explicar este fenómeno, pero la más aceptada es la Teoría de Membrana, la cual se describirá a continuación. [10]

#### **3.3.1. Concentración iónica**

Por fuera y dentro de la membrana celular, existen moléculas en estado iónico (con carga eléctrica positivas o negativas) que se hallan en diferentes concentraciones:

- a) externamente, gran concentración de iones de sodio ( $\text{Na}^+$ ) e iones cloruro ( $\text{Cl}^-$ )
- b) internamente, gran concentración de iones potasio ( $\text{K}^+$ ) e iones de diversos ácidos orgánicos (Ac. org. -).

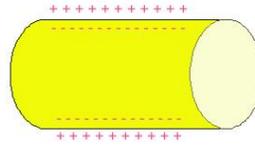
Todos estos iones tienden a difundir desde el lugar de mayor concentración al de menor, pero la membrana neuronal es selectiva, siendo impermeable al sodio y a los ácidos orgánicos y solo permitiendo el pasaje del cloro y el potasio, los cuales entran y salen libremente. [10]



**Figura 5. Distribución de iones en torno a la membrana neuronal. [10]**

### 3.3.2. Potencial de membrana Y Membrana polarizada

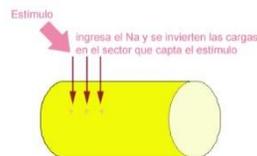
La anteriormente descrito determina que, en el exterior de la membrana, la acumulación de iones positivos sea mayor que la de iones negativos y, a la inversa, internamente la acumulación de iones negativos sea mayor. Por lo tanto, se genera a ambos lados de la membrana una distribución de cargas eléctricas, es decir una diferencia de potencial eléctrico que consiste en un mayor electro -positividad exterior y una mayor electronegatividad en el interior. En este estado se dice que la neurona tiene un potencial de membrana o que está en reposo, inactiva o polarizada. [10]



**Figura 6. Potencial de membrana o membrana polarizada. [10]**

### 3.3.3. Despolarización de la membrana

Cuando actúa sobre una neurona un estímulo (una variación del medio), éste provoca la permeabilización brusca de la membrana neuronal al sodio, el cual penetra al interior, en la zona de la membrana que fue estimulada, invirtiéndose la distribución de las cargas. En el lugar donde se invierte el potencial de membrana, se dice que la neurona se ha activado o despolarizado



**Figura 7. Despolarización de la membrana [10]**



## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

### 3.4. ELECTROMIOGRAFIA DE SUPERFICIE (EMGS)

El registro de la señal EMG se obtiene por medio de sensores de superficie, mejor conocidos como electrodos de superficie, los cuales pueden ser pre-gelados o secos. La razón específica por la cual utilizar este tipo de electrodos superficiales y no electrodos invasivos son variadas, pero se mencionan las más importantes en el aspecto del estudio electromiográfico.

En estudios que enfocan una coordinación muscular las grabaciones de EMG superficial (no invasivo) son preferibles a las grabaciones intramusculares (vía espina o cable) por las siguientes razones:

- La técnica de espina/ cable, puede lacerar el tejido muscular y causar dolor durante el movimiento
- Limita el número de músculos que pueden ser grabados simultáneamente.
- La técnica de espina/cable es invasiva y esto requiere personal médico.
- Con la espina/cable requiere que el volumen del musculo a grabar sea relativamente pequeño, lo cual no representa el total de la masa muscular más involucrado en el ejercicio. [13]

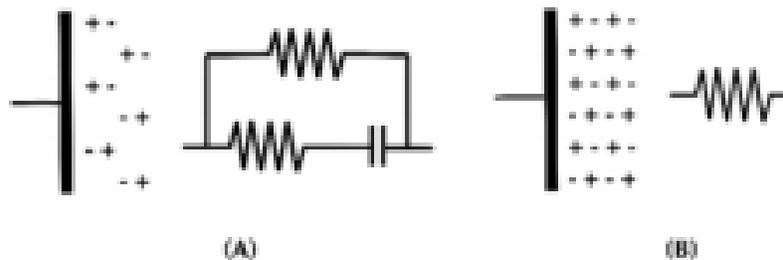
Ahora para especificar la razón principal de el porque se utilizan electrodos superficiales secos, también involucra un estudio pre realizado para especificar el uso de estos electrodos. Los clásicos electrodos húmedos (pre-gelados) de Ag/AgCl proporcionan señales de muy buena calidad, pero presentan algunos inconvenientes para ciertas aplicaciones de monitoreo de larga duración. Esto se debe principalmente a que se adhieren a la piel, la cual debe prepararse y mantenerse libre de sudor durante el proceso de medición de biopotenciales. El uso prolongado de estos electrodos puede provocar irritación ya que existe una corriente eléctrica entre la piel y el electrodo, además tienden a despegarse, por lo que se requieren asistencia de personal calificado para recolocarlos y vigilar el proceso de detección de biopotenciales. [14]

Las propiedades y el comportamiento de la impedancia de electrodo superficial se han abordado en muchos trabajos relacionados con el uso de electrodos de superficie en grabación de biopotenciales. La interfaz de la piel del electrodo representa el límite entre dos medios de comunicación y puede ser modelada por un circuito RC no lineal cuyos componentes son la frecuencia y dependencia de corriente. Para obtener un modelo preciso de la impedancia del electrodo superficial es necesario en primer lugar distinguir entre la interfaz electrodo electrolítico y electrodo superficial. La cuantificación de dicha impedancia es una cuestión controvertida, esto es principalmente debido al hecho de que el valor de la impedancia depende del tiempo, así como muchos parámetros, tales como los materiales del electrodo, la composición química del gel, el tamaño de la estructura del electrodo, y el tratamiento de la piel. [15]

## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

En general, para un procedimiento de medición de la impedancia del electrodo-piel se puede considerar la banda de entrada superficial EMG (10-500Hz), las corrientes en un rango de  $\mu A_{RMS}$  a  $nA_{RMS}$  el voltaje de superficial EMG en un rango de  $\mu V_{RMS}$  a  $mV_{RMS}$  y la entrada de la impedancia de superficial EMG amplificador en un rango de cientos de mega ohm ( $M\Omega$ ). [15]

Un tema importante para analizar, es el nivel de ruido del electrodo. La superficie de metal electrolítico es intrínsecamente ruidosa debido a los diferentes portadores de la carga en las dos fases. En una frecuencia por encima de los 100 Hz, la superficie del electrodo resulta igual de ruidosa que un ruido térmico generado por una resistencia electrodo superficial. Considerando en bajas frecuencias menores a 100Hz, el ruido de la superficie del electrodo superficial será significativamente mejor con respecto a un ruido térmico. Una de las condiciones deseables en un electrodo, es que no presente polarizado, ver **figura 8**. Esto significa que el potencial en el electrodo no debe variar considerablemente cada vez que la corriente pase a través de él. El electrodo de cloruro de plata ( $Ag/AgCl$ ) ha demostrado tener los 272 Memorias del XLI Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica estándares adecuados para lograr esta característica, además, al interfaz piel-plata o piel- $Ag/AgCl$  tiene la mayor impedancia resistiva en el dominio de la frecuencia en superficial EMG. [16]



**Figura 8. A) Electrodo real polarizado con sistema resistivo, B) Electrodo no polarizado, únicamente como resistencia. [16]**

### 3.5. SISTEMA DE ADQUISICION DE SEÑALES

Un sistema de adquisición de señales es un conjunto organizado de dispositivos que interactúan entre sí con el fin de recoger información detallada de cada una de las señales **EMG** que quieren ser estudiadas para un fin, en la siguiente **figura 17**. se puede observar un diagrama de bloques de un sistema de adquisición de señales **EMG**.

## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA



Figura 9. Diagrama en bloques del sistema de adquisición de señales EMG. [17]

### 3.5.1. ELECTRODOS

Los electrodos de superficiales son colocados directamente sobre la superficie de la piel y son capaces de tomar registros poblacionales de la actividad bioeléctrica. El uso de los electrodos superficiales es mucho más adecuado para el estudio del comportamiento promedio de la actividad eléctrica de un musculo o grupo de músculos, lo cual es muy utilizado para detectar fatiga muscular y para monitoreo del rendimiento de deportistas. Los materiales de los que se constituyen la mayoría de los electrodos de superficie son muy variables, entre ellos están la plata, el oro, acero inoxidable, platino entre otros.



Figura 10. Electrodos superficiales. [18]

Una de las condiciones deseables en un electrodo, es que no sea polarizado, esto significa que el potencial en el electrodo no debe de variar considerablemente cada vez que la corriente pase a través de él. El electrodo de plata cloruro de plata (Ag/AgCl) ha demostrado tener los estándares adecuados para lograr esta característica, además, la interfaz piel-plata o piel-Ag/AgCl tiene la mayor impedancia resistiva en el dominio de la frecuencia en SEMG. [19]

### 3.5.2. AMPLIFICACION

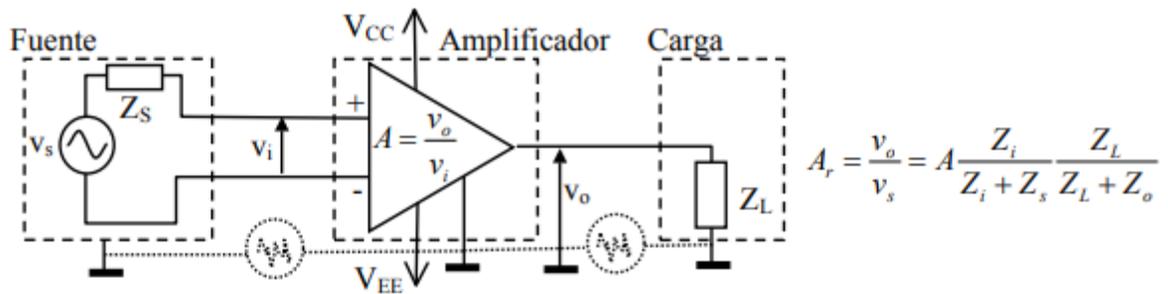
La señal generada por una unidad motora tiene una amplitud aproximadamente de 250  $\mu\text{V}$  durante la contracción. Debido a que las señales bioeléctricas son de pequeña amplitud, el ruido ambiental o en mayor medida el ruido de línea (60Hz) puede provocar una falsa interpretación de los resultados. Por lo tanto, el amplificador de la unidad de procesamiento necesita ser no solo lo suficientemente sensible como para detectar y amplificar las pequeñas señales, sino que también debe rechazar los ruidos para obtener solo actividad electromiográfica. [20]

Los amplificadores diferenciales permiten rechazar gran parte del ruido externo. Los amplificadores de instrumentación cumplen con esas características y están especialmente construidos para propósitos de instrumentación médica. A su vez permite variar el factor de amplificación con la modificación de un juego de resistencias.

### 3.5.3. AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACION

El amplificador de instrumentación es un amplificador diferencial tensión-tensión cuya ganancia puede establecerse de forma muy precisa y que ha sido optimizado para que opere de acuerdo a su propia especificación aún en un entorno hostil. Es un elemento esencial de los sistemas de medida, en los que se ensambla como un bloque funcional que ofrece características funcionales propias e independientes de los restantes elementos con los que interacciona. Para ello, se le requiere:

- a) Tengan unas características funcionales que sean precisas y estables.
- b) Sus características no se modifiquen cuando se ensambla con otros elementos.



**Figura 11. Esquema de un amplificador de instrumentación [21].**

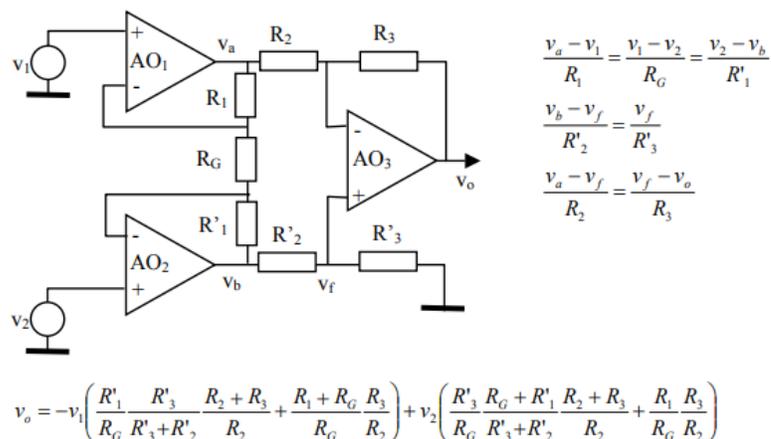
## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

A los amplificadores de instrumentación se les requieren las siguientes características:

- 1) Son amplificadores diferenciales con una ganancia diferencial precisa y estable, generalmente en el rango de 1 a 1000.
- 2) Su ganancia diferencial se controlada mediante un único elemento analógicos (potenciómetro resistivo) o digital (conmutadores) lo que facilita su ajuste.
- 3) Su ganancia en modo común debe ser muy baja respecto de la ganancia diferencial, esto es, debe ofrecer un CMRR muy alto en todo el rango de frecuencia en que opera.
- 4) Una impedancia muy alta para que su ganancia no se vea afectada por la impedancia de la fuente de entrada.
- 5) Una impedancia de salida muy baja para que su ganancia no se vea afectada por la carga que se conecta a su salida.
- 6) Bajo nivel de las tensiones de offset del amplificador y baja deriva en el tiempo y con la temperatura, a fin de poder trabajar con señales de continua muy pequeñas.
- 7) Una anchura de banda ajustada a la que se necesita en el diseño.
- 8) Un factor de ruido muy próximo a la unidad, Esto es, que no incremente el ruido.
- 9) Una razón de rechazo al rizado a la fuente de alimentación muy alto.

### 3.5.3.1. CONFIGURACIÓN BÁSICA DE AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN

La configuración más utilizada como amplificador de instrumentación está constituido por tres amplificadores operacionales utilizados de acuerdo con el esquema de la **figura 12**.

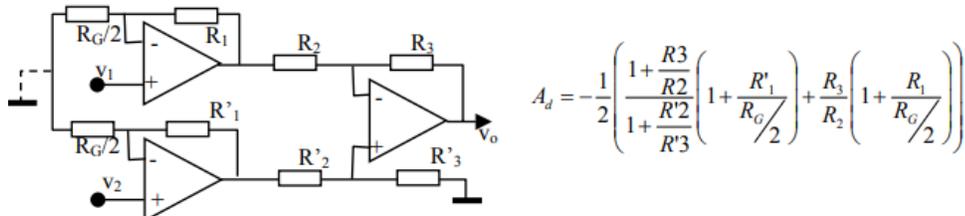


**Figura 12. Configuración básica de un amplificador de instrumentación [21]**

## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

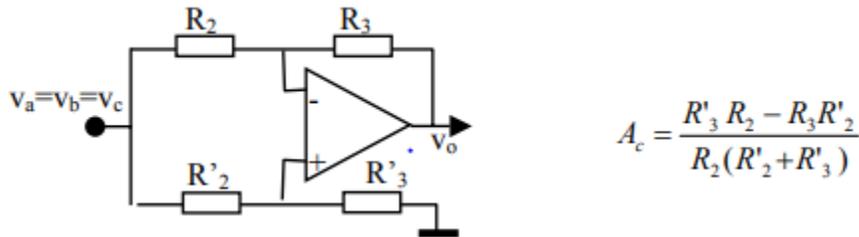
El análisis de este circuito es más instructivo si se analiza considerando propiedades de simetría.

- a) Cuando es excitado con una entrada en modo diferencial  $-v_1=v_2=v_d/2$ , el punto medio de la resistencia  $R_G$  permanece a 0 voltios (por simetría).



**Figura 13. Circuito excitado con una entrada en modo diferencial -  $V_1=V_2=V_d/2$ . [21]**

- b) Cuando es excitado con una entrada en modo común  $V_1=V_2=V_c$ , las señales  $V_a$  y  $V_b$  deben ser igual a  $V_c$ , sean cual sean los valores de las resistencias  $R_G$ ,  $R_1$  y  $R'_1$ .



**Figura 14. Circuito excitado en modo común  $V_1=V_2=V_c$ . [21]**

El circuito funciona como amplificador diferencial si las resistencias satisfacen la relación:

$$\frac{R_3}{R'_3} = \frac{R_2}{R'_2} \Rightarrow \begin{cases} A_d = -\frac{R_3}{R_2} \left( 1 + \frac{R_1}{R_G} + \frac{R'_1}{R_G} \right) \\ A_c = 0 \end{cases}$$

En el caso de que el circuito sea simétrico:

$$R_1 = R'_1 \Rightarrow \begin{cases} A_d = -\frac{R_3}{R_2} \left( 1 + \frac{2R_1}{R_G} \right) \\ A_c = 0 \end{cases}$$



## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

La relación rechazo en modo común **CMRR** de este amplificador de instrumentación depende de los dos factores:

- a) Las resistencias no satisfacen exactamente la relación entre resistencias  $R_2R'_3=R_3R'_2$ . El CMRR debido a las resistencias es: [21]

$$CMRR_R = \left(1 + \frac{R_1}{R_G} + \frac{R'_1}{R_G}\right) \frac{1}{2} \frac{R_2R'_3 + R'_2R_3 + 2R_3R'_3}{R_2R'_3 - R_3R'_2}$$

- b) Los amplificadores operacionales tienen CMRR finito. El CMRR total del amplificador de instrumentación debido a ambas causas integradas es: [21]

$$\frac{1}{CMRR_{TOTAL}} = -\frac{1}{CMRR_1} + \frac{1}{CMRR_2} + \frac{1}{\left(1 + \frac{R_1}{R_G} + \frac{R'_1}{R_G}\right) CMRR_3} + \frac{1}{CMRR_R}$$

A la vista de esta expresión, se observa que los dos primeros términos se cancelan si se utilizan amplificadores operacionales duales integrados ( $CMRR_1=CMRR_2$ ) y  $CMRR_{TOTAL}$  aumenta.



## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

### 3.5.2.3 AMPLIFICADORES DE INSTRUMENTACIÓN MEDICA COMERCIALES

Tipo de amplificador	Tipo de Amplificador	Compañía	Especificaciones
<b>INA 128</b>	Instrumentación	Texas Instruments	Alimentación dual, 120dB de CMRR, 50 $\mu$ V máx. Offset, 5nA máx. de corriente de bias
<b>INA 321</b>	Instrumentación	Texas Instruments	Alimentación simple, 94dB CMRR a G=100, 500 $\mu$ V máx. Offset
<b>INA 118</b>	Instrumentación	Texas Instruments	Alimentación dual, 110dB CMRR, 50 $\mu$ V máx. Offset, 5nA máx. de corriente de bias
<b>INA 121</b>	Instrumentación	Texas Instruments	Alimentación dual, 106 dB CMRR, 200 $\mu$ V máx. Offset, 4pA máx. de corriente de bias
<b>AD620</b>	Instrumentación	Analog Devices	Alimentación dual, 90 dB CMRR con G=1 y CMRR=130dB con G=1000, 15 $\mu$ V máx. Offset, 0,5nA máx. de corriente de bias
<b>AD621</b>	Instrumentación	Analog Devices	Alimentación dual, 90 dB CMRR con G=1 y CMRR=130dB con G=1000, 15 $\mu$ V máx. Offset, 0,5nA máx. de corriente de bias

**Tabla 2. Amplificadores de instrumentación médica comerciales**

El amplificador de instrumentación INA 128 resaltado en la tabla 2 es el que se va utilizar en este proyecto debido a que es el que ofrece mayor rechazo en modo común (CMRR) en comparación con los otros amplificadores comerciales, este parámetro es muy importante al momento de escoger el amplificador ya que me garantiza la calidad con la que amplifica las señales que aparecen en sus entradas como diferencias

### 3.6. FILTROS ANALOGOS

un filtro analógico es un circuito que procesa señales sobre una base que depende de la frecuencia. Pueden ser filtros pasa bajos, pasa altos, pasa banda, rechaza banda, según deje pasar una gama de frecuencias de una determinada señal. Su comportamiento se llama respuesta en frecuencia y se expresa mediante una función de transferencia.

- **Filtro pasa bajas:** Este filtro tiene la propiedad de transmitir componentes de señales de excitación de baja frecuencia, incluyendo las señales de corriente directa, mientras que las componentes de alta frecuencias, incluyendo las finitas, son bloqueadas. La magnitud de una función pasa-bajo tiene la apariencia ideal que se ilustra en la **figura 15**. [22]

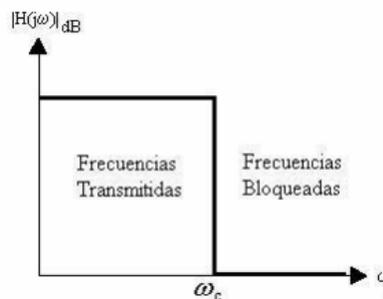


Figura 15. Filtro pasa-baja ideal. [22]

Como se observa en la figura cualquier señal que sea mayor a la frecuencia de corte ( $W_c$ ) del filtro es rechazada, mientras que las señales menores a  $W$  son transmitidas. La banda de paso se extiende desde DC hasta la frecuencia de corte ( $W_c$ )

- **Filtro pasa altas:** Este filtro tiene como propiedad bloquear las frecuencias que se encuentran por debajo de la frecuencia de corte ( $W_c$ ) y transmitir todas aquellas componentes de frecuencia que sean mayores a esta frecuencia ( $W_c$ ). La banda se extiende desde DC hasta ( $W_c$ ) y la banda de paso, en teoría, se extiende desde ( $W_c$ ) hasta una frecuencia infinita. La **figura 16** ilustra la respuesta ideal de un filtro pasa-alto. [22]

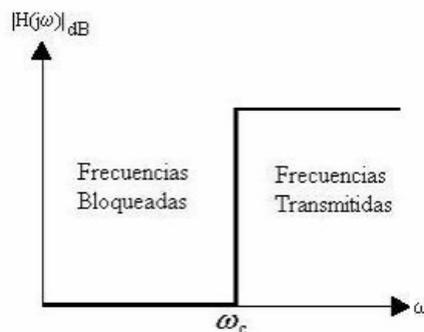
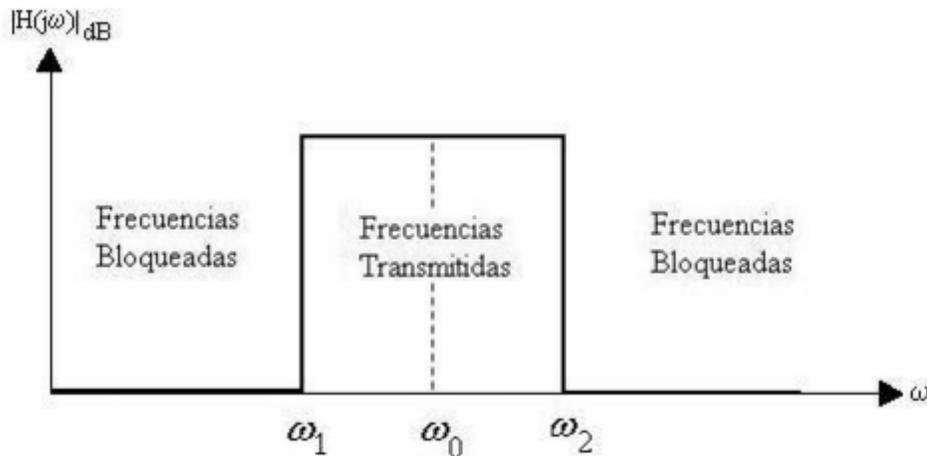


Figura 16. Filtro pasa-alta ideal. [22]

## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

- Filtro pasa bandas: el filtro pasa-banda tiene la característica de transmitir un rango de frecuencias (banda de paso) y de rechazar dos bandas de frecuencias (banda de rechazo), una de las bandas de rechazo contiene frecuencias menores que las frecuencias de la banda de paso ( $\omega_1$ ), mientras que la otra banda de rechazo contiene frecuencias mayores a las de la banda de paso ( $\omega_2$ ). La **figura 17**. Muestra un filtro pasa-banda ideal.



La figura 17. Filtro pasa-banda ideal. [22]

- **Filtro supresor de banda:** como su nombre lo sugiere, un filtro rechaza banda es lo opuesto al filtro pasa-banda. Todas las señales de frecuencia son transmitidas excepto aquellas que caen dentro de cierta banda o rango específico. Debido a que rechazan o atenúan componentes de frecuencias no deseadas, este tipo de filtros es utilizado para eliminar señales de ruido, tal como el ruido de 60HZ, inducido por las líneas de AC (corriente alterna.).

La respuesta ideal de un filtro rechaza banda se ilustra en la **figura 18**. Idealmente, este filtro tiene una atenuación infinita en el punto  $\omega_0$  y la ganancia en decibeles a la frecuencia  $\omega_0$  se le llama profundidad nula. [22]

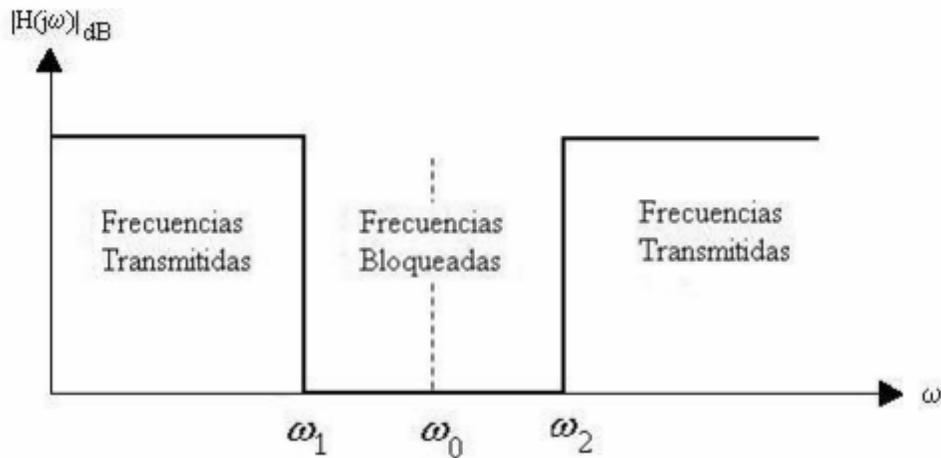


figura 18. Filtro rechaza-banda ideal. [22]

### 3.6.1. FILTROS ACTIVOS

### 3.6.2. FILTRO DE BUTTERWORTH

El filtro de Butterworth se denomina aproximación máxima plana a la respuesta en frecuencia, ya que la atenuación (perdida de voltaje) en mayor parte de la banda es cero y disminuye gradualmente hasta  $A_p$  (Atenuación pasante) al final de la banda pasante. Se llama banda pasante al conjunto continuo de valores de frecuencia que pueden ser asumidos por una señal eléctrica sin que este atenuado al pasar por un filtro [12, 13]. Por debajo de la frecuencia de inflexión, la respuesta decae a un ritmo aproximado de  $20n$  dB por década, donde  $n$  es el orden del filtro. [18]

Por ejemplo, un filtro de Butterworth de primer orden decae a un ritmo de 20 dB por década o 6 dB por octava; uno de cuarto orden decae 80 dB por década o 24 dB por octava; uno de octavo orden decae 160 dB por década o 48 dB por octava etc. [8]. La **figura 19** muestra la respuesta de un filtro de Butterworth, la banda pasante es máxima plana y la banda eliminada no varía. [18]



### 3.7. CONVERTIDOR ANALOGO DIGITAL (ADC)

Los convertidores A/D son dispositivos electrónicos que establecen una relación biunívoca entre el valor de la señal en su entrada y la palabra digital obtenida en su salida. La relación se establece en la mayoría de los casos, con la ayuda de una tensión de referencia.

La conversión analógica a digital tiene su fundamento teórico en el teorema de muestreo y en los conceptos de cuantificación y codificación.

Una primera clasificación de los convertidores A/D, es la siguiente:

- Conversores de transformación directa.
- Conversores con transformación (D/A) intermedia auxiliar.

En la **figura 21**. Se observa la estructura básica de un convertidor A/D, aquí se puede ver la señal de entrada pasando por la etapa de muestreo, cuantificación y después codificación obteniendo la señal digitalizada.

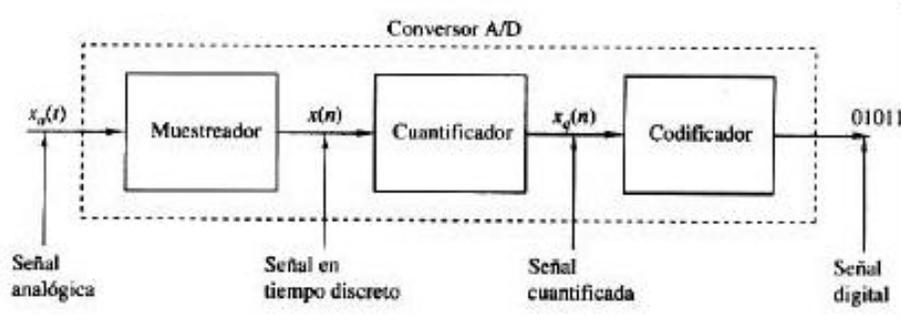


Figura 21. Estructura de conversión ADC. [24]

#### 3.7.1. MUESTREO DE LA SEÑAL ANALOGA

El proceso de muestreo digital (*sampling* en inglés) es una de las etapas de la digitalización de señales. Consiste en tomar muestras de una señal analógica a una frecuencia constante, es decir, a intervalos regulares, para cuantificarlas posteriormente y convertirlas en una secuencia de dígitos que un ordenador pueda descifrar. [25]

# DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

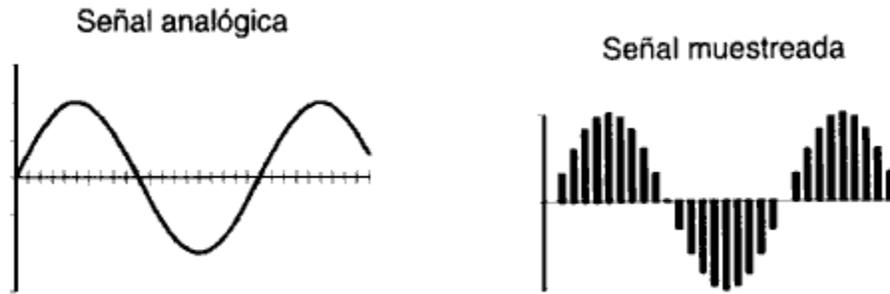


Figura 22. Proceso de muestreo. [25]

### 3.7.2. CUANTIFICACIÓN DE LA SEÑAL

La codificación es el proceso de traducir los valores de las tomas de voltaje durante la cuantificación a código binario.

Este proceso de cuantificación y digitalización utiliza el muestreo o sampleado, cada cierto tiempo se lee el valor de la señal analógica y toma una muestra:

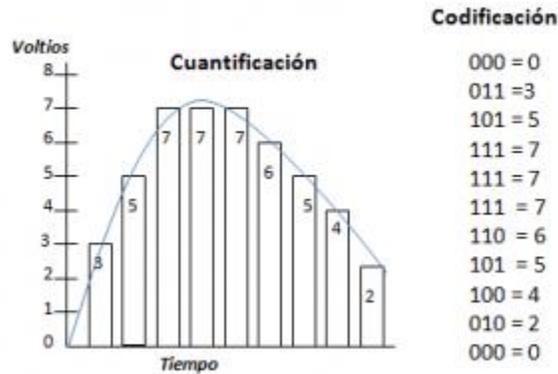


Figura 23 Proceso de codificación. [26]

### 3.7.3. TAMAÑO BIT ADC

Una especificación de ADC que varía con los niveles de voltaje de full escala, es el tamaño del bit menos significativo (LSB). Esto queda claro con la siguiente ecuación:

$$1LSB = \frac{V_{Fullscale}}{2^N - 1}$$



## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

---

### 3.7.4. RANGO

El rango de un ADC es un parámetro de entrada que indica el intervalo de valores (voltajes) en los cuales el ADC puede realizar la conversión. El punto final del extremo inferior de rango se denomina -full escala y el punto del extremo superior se denomina +full escala. Si el extremo inferior del rango es 0V, entonces el rango del ADC es unipolar, y si los dos valores a escala completa tienen la misma magnitud, por ejemplo, -5 a +5 V, entonces el rango del ADC se conoce como bipolar. En el caso donde un voltaje de entrada está fuera del rango, se dice que el ADC se encuentra sobre pasado devolviendo un valor del punto final más cercano a la señal muestreada. [18]

### 3.7.5. RESOLUCION

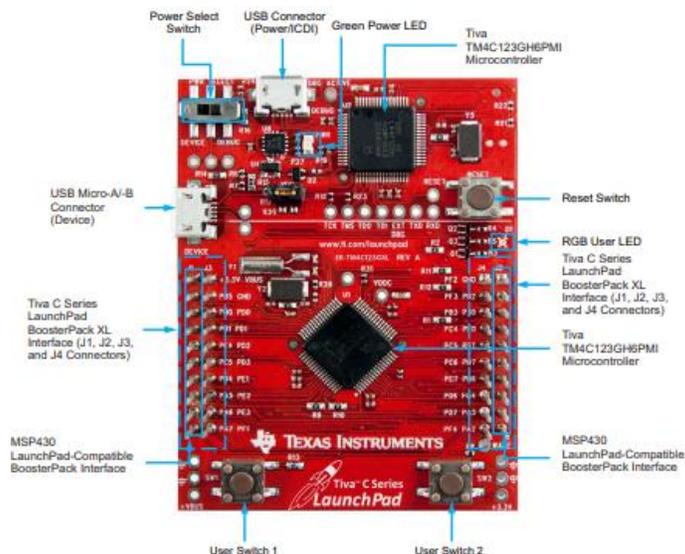
La resolución presente en un digitalizador hace referencia a el voltaje más pequeño detectable; sin embargo, en un ADC se refiere al número de bits que produce. Por ejemplo, un ADC de 12 bits representa un valor analógico convertido, utilizando 12 bits digitales. En otras palabras, representar el valor en 4096 ( $2^{12}$ ) niveles diferentes. [18]

### 3.8. TIVA C TM4C123G LaunchPad

La tiva TM4C 123G es una tarjeta de Texas instruments, equipada con un microcontrolador ARM, tiene pines multifunción que pueden ser programados como entradas o salidas digitales o análogas, tiene dos módulos de ADC, sus pines son compatibles con el estándar de 3.3V.

Su lenguaje de programación puede ser en C con un compilador suministrado por Texas Instruments, o también puede ser programado a través del proyecto Energía que es una variante de Open Source del entorno de desarrollo integrado de Arduino. [27].

### 3.8.1.1. CARACTERÍSTICAS QUE ME OFRECE LA TIVA



**Figura 24. Tarjeta Tiva TM4C 123G. [27]**

La tarjeta LaunchPad MCU TM4C123G basado en ARM Cortex-M4F (EK-TM4C123GXL) ofrece las siguientes características:

- MCU de alto rendimiento de 100 DMIPS
- CPU de microcontroladores basados en ARM Cortex-M4 de 80 MHz y 32 bits
- Flash de 256 KB, SRAM de 32 KB, EEPROM de 2 KB
- Dos módulos de red de área de controlador (CAN)
- Host / Dispositivo USB 2.0 / OTG + PHY
- 12 canales ADC (resolución 12 bits)
- 8 UART, 6 I2C, 4 SPI
- Interfaz de depuración en circuito integrada (ICDI)
- Enchufe USB Micro-B a cable de enchufe USB-A
- Aplicación de inicio rápido RGB precargada
- Guía de inicio rápido de ReadMe First



## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

### 3.8.2. ENTORNO DE PROGRAMACION DE LA TIVA, ENERGIA

Energía es una plataforma de creación de prototipos electrónicos de código abierto fundada por Robert Wessels en enero de 2012 con el propósito de llevar el marco de cableado y Arduino al LaunchPad basado en Texas Instruments MSP430. Energía IDE es multiplataforma y es compatible con Mac–OS X, Windows y Linux. Energía utiliza el compilador mspgcc de Peter Bigot y se basa en el marco Wiring y Arduino . Energía incluye un entorno de desarrollo integrado (IDE) que tiene su base en el procesamiento IDE (Procesamiento → Cableado → Arduino → Energía). Energía es también una capa de estructura / abstracción portátil que se puede utilizar en otros IDE populares. [28]

### 3.8.3. COMPARACIÓN DE LA TIVA TM4C 123G ANTE OTROS SISTEMAS EMBEBIDO (ARDUINO UNO R3)

#### CARACTERISTICAS:

ARDUINO UNO R3	TIVA TM4C 123G
Tiene microcontrolador ATMEGA328, velocidad de reloj de 16 MHz	Basado en el microcontrolador ARM Cortex M4, velocidad de reloj de 80 MHz
Número de E / S digitales – 20	Tiene 2 controladores CAN, USB Host / Dispositivo / OTG
Memoria Flash - 32 KB	Memoria Flash - 256 KB
SRAM - 2 KB, EEPROM 1-KB	SRAM - 32KB, EEPROM - 2KB
1 SPI, 1 I2C, 1 UART	46 GPIO, 8 UART, 4 SPI, 4 I2C
6 canales de ADC (resolución de 10 bits)	12 canales ADC (resolución 12 bits)
6 salidas PWM	16 salidas PWM, 2 módulos codificadores en cuadratura para control de movimiento avanzado

**Table 3. Características Arduino Uno R3 vs Tiva TM4C 123g (elaboración propia)**



## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

### Ventajas:

ARDUINO UNO R3	TIVA TM4C 123G
Es muy fácil de programar	Se puede tener control sobre la velocidad del reloj
Tiene funciones simples como lectura y escritura digital	Más GPIO y periféricos para jugar.
Hay un buen apoyo comunitario	Tiene memoria flash de 256 KB y memoria RAM de 32KB
Es muy económico	Tiene soporte del modo de suspensión para ahorrar energía cuando el sistema permanece inactivo
El entorno de programación (plataforma Arduino), software libre	TivaWare C tiene una amplia biblioteca C para programar microcontroladores de TI
Sus pines son compatibles con 5V y 3,3 V	Su software de desarrollo es gratuito

**Tabla 4. Ventajas de Arduino uno vs tiva tm4c 123g (elaboración propia)**

### Desventajas:

ARDUINO UNO R3	TIVA TM4C 123G
Tiene velocidad de reloj más baja de 16 MHz en comparación con LaunchPad y tampoco hay control sobre la velocidad de su reloj.	La programación requiere conocimientos sobre registros y funcionamiento interno del microcontrolador.
Tiene memoria flash de 32KB, y su memoria SRAM es de 2KB	El soporte de la comunidad no está ahí, pero el producto tiene buena documentación
Sin USB	Sus pines solo son compatibles con 3.3V
ADC con 10 bits de resolución máxima	

**Tabla 5. Desventajas de Arduino uno vs Tiva tm4c 123g (elaboración propia)**



# DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

## 3.9. TÉCNICAS DE PROCESAMIENTO Y EXTRACCIÓN DE PATRONES DE SEÑALES EMG

A continuación, se presentan algunas de las técnicas matemáticas e informáticas utilizadas para analizar la información digital proveniente de las EMG y para hallar anomalías y/o poder dar un diagnóstico.

### 3.9.1. SUAVIZADO DE LA SEÑAL, REMOCIÓN DE ARTEFACTOS Y DE BIAS

Debido a que el rango de las señales EMG se encuentra entre los pocos micro voltios, la señal puede ser influenciada por ruidos externos o por ruidos generados por los mismos dispositivos electrónicos [29].

Algunos de estos problemas se pueden solucionar tomando prevención antes de realizar la medición electromiográfica, como por ejemplo una buena preparación de la piel del paciente, así como la postura adecuada de los electrodos. Sin embargo, otros artefactos, como las señales electrocardiográficas (ECG), aparecen mezcladas con la señal EMG y deben ser removidas para evitar confusiones y resultados no deseados. Sea cual sea el estudio a realizar, como mínimo se deben utilizar las siguientes técnicas antes de proceder a un diagnóstico patológico.

### 3.9.2. Filtrado Digital

A pesar de haber hecho un filtrado de la señal con algunos componentes electrónicos y de haber limitado el ancho de banda de la señal, muchos artefactos pueden ser eliminados a través de un filtrado digital. Combinando filtros adaptivos capaces de reconocimiento de patrones, se pueden eliminar o limpiar las señales ECG evitando alterar el contenido del resto de la señal EMG adquirida, además de que se pueden eliminar los ruidos que se pudieron pasar a través de los filtros convencionales que fallan a niveles bajos de amplitud de las EMG [29].

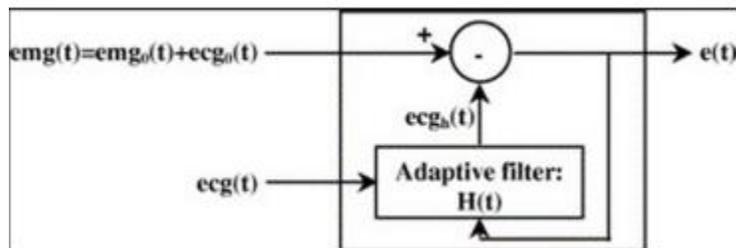


Figura 25: Filtrado Adaptativo de la Señal EMG [29].

### 3.9.3. Transformada de Fourier

La Transformada Rápida de Fourier (FFT del inglés *Fast Fourier Transformations*) se usa para analizar y estimar el contenido de frecuencia de señales EMG. Una señal de EMG puede ser considerada como una suma de ondas sinusoidales de frecuencia diferente. El algoritmo de la FFT puede ser descrito como una descomposición de la señal de EMG en su contenido sinusoidal puro. Este tipo de análisis permite obtener un gráfico de la distribución de energía de la señal durante un cierto intervalo de tiempo mediante su distribución de energía para cada frecuencia asociada a la señal [30].

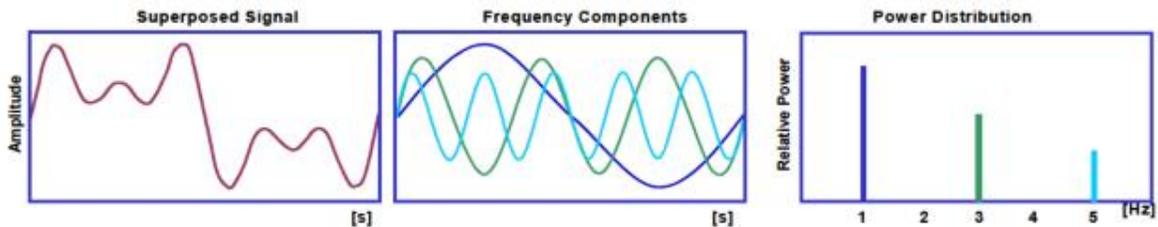
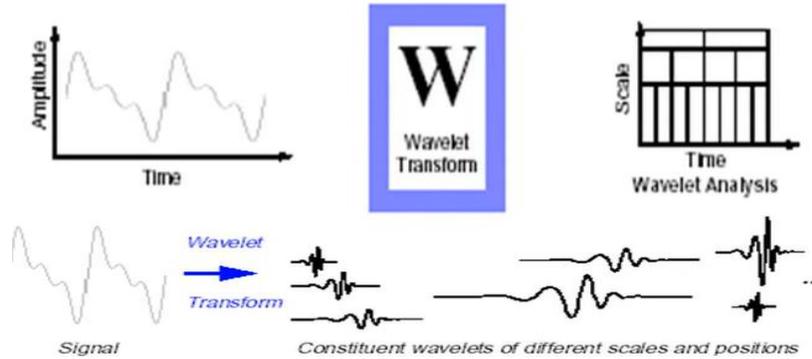


Figura 26: Transformada de Fourier [30].

### 3.9.4. TRANSFORMADA WAVELET

La transformada wavelet (WT) es una herramienta eficiente para análisis local de señales transitorias no estacionarias. Una de las características es que se puede implementar como filtro en tiempo discreto. Las transformadas de Fourier de las wavelets se denominan como filtro WT, y representa un método muy adecuado para la clasificación de las señales EMG. El análisis wavelet sirve para evaluar la forma de onda y su espectro a través del tiempo. Transformadas de Wavelets (WT) están dadas por la Transformada Wavelet Continua (CWT) y la Transformada Wavelet Discreta (DWT). Son dos herramientas que permiten el análisis de señales de manera similar a la Transformada de Fourier con la diferencia que la WT puede entregar información temporal y frecuencial en forma casi - simultánea, mientras que la TF sólo da una representación frecuencial. [24]

## Transformadas “Wavelet”



**FIGURA 27. TRANSFORMADA WAVELET. [31]**

### 3.9.5. ENTROPÍA

La entropía de la señal describe la relación entre los valores de amplitud de cada muestra de la medida. De este modo cuantifica la capacidad para pronosticar el valor de amplitud de la siguiente medida y sus características. Refleja la incertidumbre estocástica de la señal. [8]

$$H = 1 - \sum_{i=\min}^{\max} (p(xi) * \ln xi) / \ln 2$$

**$xi$**  = valor medido

**$p(xi)$**  = probabilidad de ocurrencia de  **$xi$**

**min** = valor mínimo medido

**máx.** = valor máximo medido

### 3.9.6. AUTOCORRELACIÓN Y CORRELACIÓN

Estos dos modelos se utilizan principalmente para el reconocimiento de determinados patrones dentro de una señal, para la identificación de modelos y para la determinación de la relación existente entre sucesivas muestras. La primera aplicación de la autocorrelación de una señal es determinar las posibles repeticiones de patrones en la señal. Una segunda aplicación es la determinación del desfase entre dos señales. También se utiliza la autocorrelación para determinar la periodicidad “escondida” de la señal, puesto que refleja el grado de similitud en diferentes partes de una serie de datos temporales. Para una secuencia de datos  $f(n)$  de longitud  $N$ , la función autocorrelación se calcula de la siguiente manera: [32]

$$rf(\mathcal{T}) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} f(n)f(n + |\mathcal{T}|)$$

## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

Ahora la correlación se utiliza para determinar cuándo las señales estarán en fase, lo cual ocurrirá en los puntos máximos de dicha correlación. El parámetro más relevante a calcular por medio de esta técnica de análisis temporal es la velocidad de conducción de UMs aisladas (MUCV). Se determina a partir del desfase temporal entre los picos máximos en dos canales adyacentes y paralelamente orientados a las fibras musculares, y su distancia espacial. [32]

### 3.9.7. REDES NEURONALES ARTIFICIALES

Es un sistema computacional inspirado en las características de aprendizaje y estructura de la red neuronal biológica. Las redes neuronales artificiales tienen características como: generalización y habilidad para aprender de la experiencia sin requerir un modelo matemático a priori de las características de la señal, adaptación a los cambios de condiciones ambientales y habilidad para procesar datos degradados o incompletos, lo que las hace apropiadas para señales críticas como las señales EMGS. Sin embargo, requieren de un gran número de muestras y mucho tiempo de entrenamiento para un aprendizaje adecuado [33].

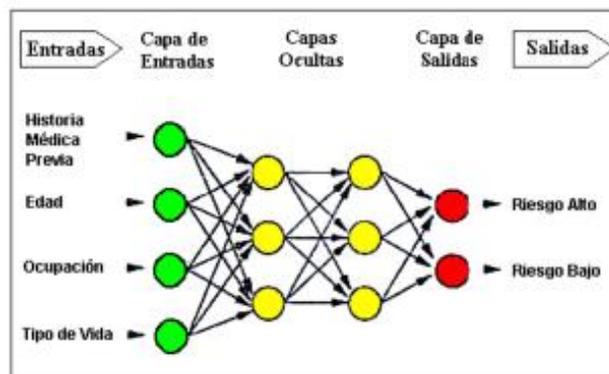


Figura 28: Redes Neuronales Artificiales [33].

## CAPITULO 4

### 4. DESARROLLO E IMPLEMENTACION DEL SISTEMA

En esta etapa se define el circuito implementado para la adquisición y acondicionamiento de la señal EMG.

#### 4.1. SISTEMA DE ADQUISICION DE SEÑALES

En este trabajo se diseñó un sistema de adquisición de señales EMG de un solo canal, el cual se describe a continuación en las siguientes etapas.

- Etapa de preparación del paciente
- Adquisición de la señal EMG proveniente del musculo lumbar
- Pre - amplificación de la señal
- Filtrado de la señal
- Etapa de off-set
- Digitalización de la señal (ADC)
- Procesado de la señal



Figura 30. Sistema de adquisición de señales EMG. (elaboración propia)

## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

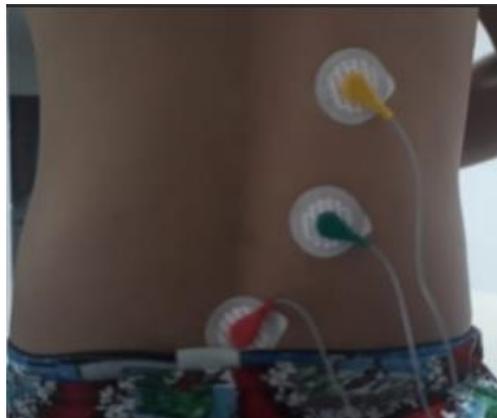
### 4.1.1. PREPARACION DEL PACIENTE

Antes de colocar los electrodos hay que tener presente el siguiente protocolo:

- Se recomienda que la piel este totalmente limpia sin vello, en caso de tener hay que afeitarse la zona de un día para otro.
- Hay que verificar que la piel no tenga heridas ni raspaduras que puedan generar alguna molestia al momento que se estén haciendo las pruebas
- Limpiar bien la piel con toallas húmedas o con alcohol para que quede bien limpia
- Colocar los electrodos en la zona donde se va hacer el procedimiento, se recomienda aplicar gel en la zona o en el electrodo.
- Conectar los cables verificando polaridad
- Inicie con el procedimiento

### 4.1.2. ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL EMG

Para la adquisición de la señal se utilizaron electrodos superficiales adhesivos, colocados al musculo erector espinal a la altura de L1 (longissimus). [34], como se muestra en la **figura 31**.



**Figura 31. Colocación de los electrodos en el musculo lumbar.  
(elaboración propia)**

Se preparo debidamente el paciente siguiendo el protocolo de como colocar bien los electrodos.

Para seleccionar los electrodos adecuados se siguió la recomendación dada por el SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) es una acción europea concertada en el Programa de Investigación y Salud Biomédicaes. [35]

E SENIAM documenta que Al elegir los electrodos para adquirir la señal EMG, se debe seleccionar el tipo, forma, tamaño, distancia entre electrodos, material del electrodo. El tipo de electrodo puede ser monopolar, bipolar. La forma puede ser circular, ovalada, cuadrada, rectangular. El tamaño puede variar desde una superficie de 1 mm<sup>2</sup> hasta un diámetro de

## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

varios cm y la distancia entre electrodos desde 1 mm hasta varios cm. Se pueden utilizar diferentes tipos de material de electrodo: Ag, AgCl, Ag / AgCl, Au. [35]

El SENIAM recomienda que debo seleccionar electrodos bipolares, que los más se utiliza y el más comercial son los electrodos de cloruro de plata Ag / AgCl, ya que estos proporcionan una transición estable, poco ruido, como son electrodos pregelificados, mejoran la impedancia en la interfaz piel – plata, generándose una buena lectura de las señales

Siguiendo estas recomendaciones por el SENIAM, la adquisición de la señal se realizó por medio de electrodos superficiales de Ag/AgCl pregelificados, como se ve en la **figura 32**.



**Figura 32. Electrodoes superficiales de Ag/AgCl con su respectivo cable. [14]**

Para la ubicación de los electrodos, SENIAM elaboro unas pautas para la ubicación de los electrodos en 30 músculos individuales, entre las cuales esta: identificar el musculo, detectar cual es la postura inicial, observar la ubicación del musculo y definir la orientación. [35]

Para este caso elegimos el musculo erector espinal a la altura de L1, y ubicamos los electrodos de forma horizontal como se muestra en la figura, a una distancia de 20mm aproximadamente, SENIAM también da una pauta para el electrodo de referencia donde dice que, El electrodo de referencia se tiene que colocar en una zona en la que la actividad muscular sea mínima, preferiblemente sobre tejido inactivo eléctricamente. Dependiendo del músculo y la aplicación, SENIAM recomienda utilizar la muñeca, la vértebra C7 (última cervical) o el tobillo como electrodo de referencia, para este caso se eligió colocarlo en la vertebra C7 como se ve en la figura 32.

## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

### 4.1.3. PRE-AMPLIFICACIÓN

En esta etapa se seleccionó el amplificador adecuado para realizar una pre - amplificación de la señal, ya a que las señales electromiográficas EMG por su naturaleza tienen una amplitud aproximadamente de los 250  $\mu\text{V}$  durante una contracción. Debido a que estas señales son de pequeña amplitud, el ruido ambiental o incluso el ruido de la línea de (60HZ), pueden provocar que obtengamos una mala interpretación en la señal obtenida, por esta razón el amplificador de esta etapa debe tener como características principales, que tenga la capacidad de detectar y amplificar la señal EMG y que además pueda rechazar los ruidos y obtenga solo la señal EMG.

Los amplificadores con estas características son los amplificadores de instrumentación, y están diseñados especialmente para uso de instrumentación médica, además estos amplificadores permiten variar el factor de amplificación con solo modificar un juego de resistencia.

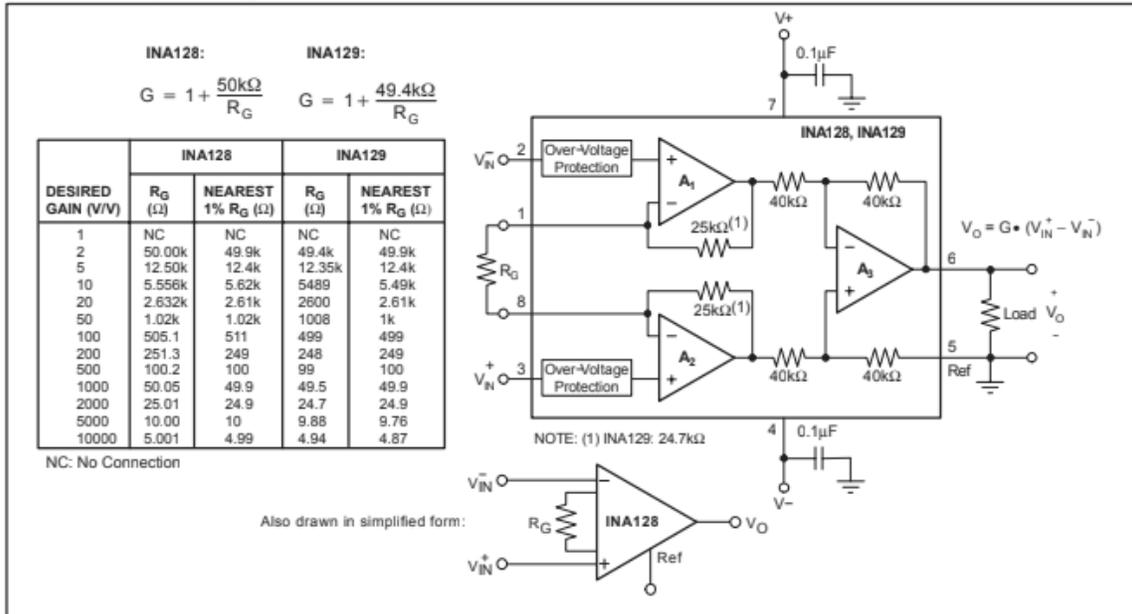
Para esta etapa se utilizó el amplificador de instrumentación de precisión INA 128 de bajo costo y que me puede ofrecer las siguientes características: [36]

- Baja tensión OFFSET: máxima 50 micro Voltios.
- Amplio suministro:  $\pm 1.3$  a  $\pm 18$  V
- Corriente en reposo: 350 micros amperes.
- Ganancia ajustable hasta 10 000
- Relación de rechazo en modo común CMRR de 120 dB como mínimo, ideal para reducir el ruido de AC.



## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

En la siguiente **figura 33**. Podemos observar la configuración básica de un amplificador INA 128 y su respectiva ecuación que describe el factor de ganancia



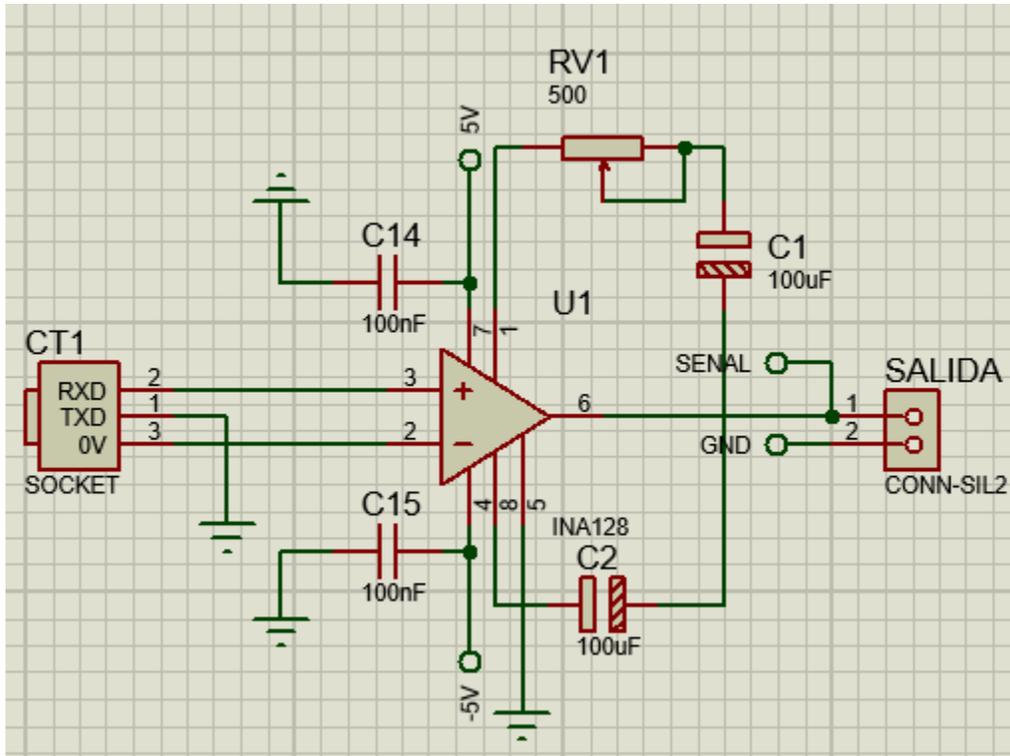
**Figura 33.** Configuración básica de un amplificador INA 128. [36]

Un factor importante que debemos tener en cuenta al momento de seleccionar el amplificador de instrumentación, es la relación de rechazo en modo común (CMRR), es un parámetro que mide la calidad del amplificador.

Esencialmente, es una medida que me indica lo bien que un amplificador puede ignorar los voltajes que son comunes a ambas de sus entradas de corriente directa, y por lo tanto describe cuán limpiamente este amplifica las señales que aparecen como diferencias

Con el fin de amplificar limpiamente las diferencias de voltaje, el amplificador tiene que ser capaz de ignorar los cambios de voltaje que son comunes a ambas de sus entradas. Cualquier amplificación de cambios de voltaje común se denomina ganancia en modo común. Un buen amplificador, entonces debe poder maximizar la ganancia diferencial manteniendo está en modo común a un mínimo. [37]

**4.1.3.1. ESQUEMA DE DISEÑO PARA IMPLEMETAR EL IAN128**



**Figura 34. Esquema utilizado para la implementación del INA128  
(elaboración propia)**

Este amplificador se seleccionó porque tiene un alto rechazo en modo común (CMRR) de 120 dB, además que por su configuración interna me permita configurar la ganancia solo modificando el valor de una resistencia externa ubicada entre los pines 1 y 8 como se observa en el esquema

El esquema utilizado fue sacado del data-Sheet del amplificador de instrumentación INA 128, y se le agregaron unos condensadores externos a cada una de las entradas de voltaje y tierra para que me sirvieran como filtros. Básicamente, lo que hacen es que frenan o reduce considerablemente el paso de los ruidos de la red eléctrica (picos, transitorios, señales de alta frecuencia).

El esquema que se utilizó para el circuito que se muestra en la **figura 34**, se implementó en el programa Proteus última versión, este software es una aplicación para la ejecución de proyectos de construcción de equipos electrónicos en todas sus etapas: diseño del esquema, programación del software, construcción de la placa del circuito impreso, simulación, y depuración de errores. Este software es una herramienta estudiantil de brinda al alumno la facilidad de simular cualquier tipo de circuito electrónico antes de su diseño para probar errores, este software tiene una licencia gratuita que es la versión para estudiantes y fue la que se utilizó para implementar los circuitos utilizados en este proyecto.



## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

### 4.1.3.2. PARAMETROS DE CONFIGURACIÓN

Para la elaboración de este proyecto se configuro el INA 128 con una ganancia de 100, lo que indica que el valor de la resistencia que configura este factor es de  $502\Omega$  como se observa en la siguiente ecuación:

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G} \quad (2)$$

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{502\Omega} = 100 \quad (3)$$

Como el sistema que se está diseñando es de un solo canal se necesitara un solo amplificador INA 128 con la característica ya calculada.

### 4.1.4. FILTRADO DE LA SEÑAL

En esta etapa ya tenemos nuestra señal proveniente del musculo lumbar amplificada, ahora se quiere filtrar la señal en la banda desde los 20HZ a los 500HZ, que es donde se va a encontrar información importante de la señal EMG adquirida. Para esto se diseña un filtro pasa altas de 4 orden y un filtro pasa bajas de cuarto orden, Butterworth configuración sellen – key.

### 4.1.5. FILTRO PASA ALTA BUTTERWORTH CONFIGURACIÒ SALLEN-KEY DE 4º ORDEN

Este filtro permitirá el paso de las frecuencias que estén por encima de los 20Hz y atenuara las frecuencias que se encuentran por debajo de esta frecuencia, en la siguiente **figura 33** se observa la configuración básica de un

Para la selección del amplificador con el que se diseñó el filtro pasa alta se tuvieron las siguientes consideraciones:

1. Que sea un amplificador de bajo costo
2. Que tenga un ancho de banda superior a los 500Hz
3. Que se pueda conseguir fácilmente debido a las circunstancias actuales en las que vivimos
4. Que sea un amplificador que me permita ahorrar espacio y costos adicionales en el circuito.

Teniendo en cuenta estas consideraciones se seleccionaron los siguientes amplificadores comerciales y de bajo costo para compararlos y escoger el más adecuado.



## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

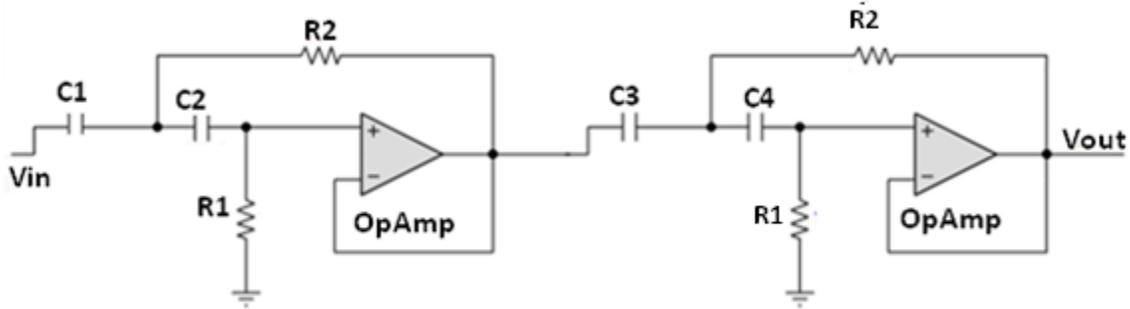
ESPECIFICACIONES	
AMPLIFICADOR	
<b>LM 741</b>	Amplificador de propósito general con alimentación dual, tiene un rechazo en modo común (CMRR) de 90db, un ancho de banda 1MHz, y tiene internamente 1 amplificador operacional
<b>TL082</b>	Amplificador de propósito general con alimentación dual, un ancho de banda 4 MHz, tiene una relación de rechazo en modo común (CMRR) de 86db, posee internamente 2 amplificadores operacionales, tiene una velocidad de respuesta de 16V/ $\mu$ s.
<b>TL084</b>	Amplificador de propósito general con alimentación dual, tiene un ancho de banda de 3 MHz, posee un rechazo en modo común (CMRR) de 86db, internamente tiene 4 amplificadores operaciones

**Tabla 6. Amplificadores comerciales de bajo costo y fáciles de conseguir (elaboración propia)**

De estos 3 amplificadores operacionales el que se seleccionó para diseñar el filtro pasa alta fue el TL084 debido a su ancho de banda que está en los 3MHz lo cual para mi diseño esta perfecto ya que la señal que se está trabajando tiene un ancho de banda máximo de los 500Hz máximo, su CMRR elevado y además por sus 4 amplificadores que trae internos los cuales me ayudan a reducir el circuito y por ende su costo de diseño.

Para el diseño del filtro pasa bajas se tomaron las mismas consideraciones, y se utilizó el mismo amplificador TL084, para reducir espacio en el diseño y costos adicionales.

## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA



**Figura 34. FILTRO PASA ALTA BUTTERWORTH CONFIGURACIÓN SALLEN-KEY DE 4° ORDEN. [38]**

Para el diseño de los filtros se tienen que seguir las siguientes recomendaciones: [39]

1. Que los valores de las resistencias sean del mismo valor para simplificar y facilitar los cálculos de las capacitancias.
2. Que los cálculos se hagan primero a una frecuencia de:

$$W_{cn} = 1 \text{ rad}/1 \quad (1^*)$$

3. Que después se haga el cambio de escala en frecuencia y magnitud.
4. Dividir el filtro en etapas

Una vez tenida en cuenta las recomendaciones procedemos al diseño del filtro, Para eso utilizaremos su función de transferencia que está descrita por la siguiente ecuación. [39]

$$F.T = H(s)H(-s) = \frac{1}{(-1)^n S^{2n} + 1} \quad (2^*)$$

$$(-1)^n S^{2n} + 1 = 0 \quad (\text{se sacan las raíces}) \quad (3^*)$$

- Agrupo las raíces de la siguiente manera

$$(S + 1) \text{ y } (S^2 + KiS + 1) \quad (4^*)$$

$i = 1, 2, 3, \dots, n$  donde  $(i)$  va ser la etapa del filtro. Ahora tenemos que para un filtro de orden 4 se obtiene el siguiente desarrollo polinómico.

$$(S^2 + 0.39S + 1)(S^2 + 1.11S + 1) \quad (5^*)$$

- Con las siguientes ecuaciones se procede para el cálculo de las capacitancias usadas para calcular los valores reales del filtro pasa altas.



## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

$$H(s) = \frac{1}{(s^2 + KiS + 1)} \quad (6^*)$$

$$H(s) = \frac{1}{\frac{C1C2}{(s^2 + \frac{2}{C1}s + \frac{1}{C1C2})}} \quad (7^*)$$

$$\frac{1}{C1C2} = 1 \quad (8^*)$$

$$\frac{2}{C1} = Ki \quad (9^*)$$

Siguiendo la recomendación de que los valores de resistencias sean igual, tenemos que:

$$Km = R1 = R2 = 10K \quad (10^*)$$

**NOTA: se recomienda utilizar resistencias de 10k para que los cálculos sean los más fácil posible.**

Ahora divido el filtro en etapas:

- Etapa 1

De la ecuación (5\*) tenemos que para la primera etapa del filtro podemos calcular  $C1$  y  $C2$

$$H(s) = \frac{1}{s^2 + 0,39s + 1} \quad (11^*)$$

$$C1 = \frac{2}{0,39} = 5.1282F \quad (12^*)$$

$$C2 = \frac{1}{C1} = \frac{1}{5.1282F} = 0.195F \quad (13^*)$$



## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

- Etapa 2

De la ecuación (5\*) tenemos que para la primera etapa del filtro podemos calcular  $C3$  y  $C4$

$$H(s) = \frac{1}{s^2 + 1.11s + 1} \quad (14^*)$$

$$C3 = \frac{2}{1.11} = 1.8F \quad (15^*)$$

$$C4 = \frac{1}{C3} = \frac{1}{1.8F} = 0.555F \quad (16^*)$$

Ya calculados estos valores de capacitores se procede hacer el cambio de escala y magnitud para obtener los valores reales de las capacitancias que se van a utilizar en el filtro, para eso se utilizara la fórmula de cambio de escala en frecuencia y la fórmula de cambio de escala en magnitud como se muestran a continuación. [39]

$$Kf = \frac{W_{CN'}}{W_{CN}} \quad (17^*) \text{ ecuacion de cambio de escala en frecuencia}$$

$$Cm = \frac{1}{(Kf)(Km)} (Ci) \quad (18^*) \text{ ecuacion de cambio de escala en magnitud}$$

Ahora reemplazamos los valores de capacitancia de las ecuaciones (12\*) (13\*), (15\*) y (16\*) en las ecuaciones (17\*) (18\*), encontramos los valores de los 4 capacitores de la configuración sellen-key del filtro pasa altas con una frecuencia de corte de 20Hz.

Tenemos que para el filtro pasa altas  $F_c = 500Hz$  y con esto se obtiene el valor de  $W_{CN'}$  Como se muestra a continuación:

$$W_{CN'} = 2\pi F_c = 2\pi \cdot 20Hz = 40\pi \quad (19^*)$$

Ahora reemplazo (1\*) y (19\*) en (17\*) y se obtiene el valor de  $Kf$

$$Kf = \frac{W_{CN'}}{W_{CN}} = \frac{40\pi}{1} = 40\pi \quad (20^*)$$



## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

Ahora con el valor de  $K_f$  y el valor de  $K_m$  descrito en la ecuación (10\*) y remplazando en la ecuación de cambio de escala de magnitud (18\*) podremos calcular los 4 valores de capacitancias reales que se utilizarán en el filtro:

Valores reales para los capacitores que se utilizarán en el filtro pasa altas:

$$C_{m1} = \frac{5.1282F}{(40\pi)(10K\Omega)} = 4.08\mu F \quad (21^*)$$

$$C_{m2} = \frac{0.195F}{(30\pi)(10K\Omega)} = 0.15517\mu F \quad (22^*)$$

$$C_{m3} = \frac{1.8F}{(40\pi)(10K\Omega)} = 1.43\mu F \quad (23^*)$$

$$C_{m4} = \frac{0.555F}{(40\pi)(10K\Omega)} = 0.44165\mu F \quad (24^*)$$

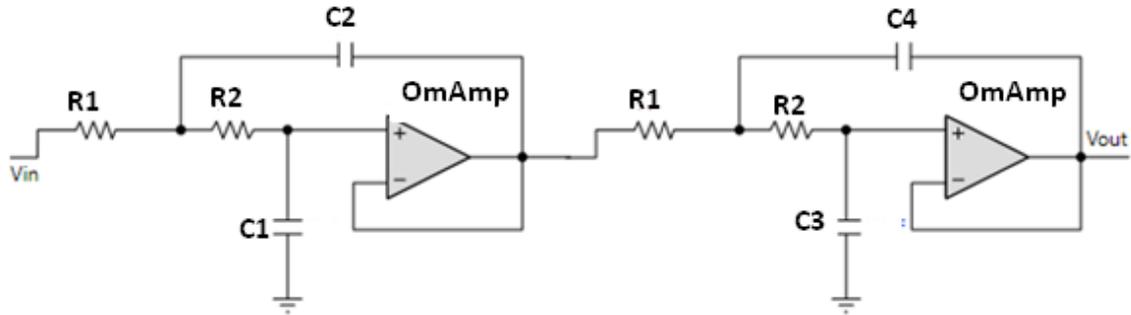
<b>VALORES CALCULADOS DE LOS COMPONENTES DEL FILTRO PASA ALTA</b>		
CAPACITANCIAS	RESISTENCIAS	FRECUENCIA DE CORTE
$C_{(\mu F)}$	$R_{(K\Omega)}$	$F_C (Hz)$
$C_{m1} = 4.08\mu F$	$R1 = 10K\Omega$	$F_C = 20Hz$
$C_{m2} = 0.15517\mu F$		
$C_{m3} = 1.43\mu F$	$R2 = 10K\Omega$	
$C_{m4} = 0.44165\mu F$		

**TABLA 7. Valores de las capacitancias calculadas para el filtro pasa alta**

### 4.1.5.1. FILTRO PASA BAJA BUTTERWORTH CONFIGURACION SALLEN-KEY DE 4° ORDEN

Este filtro pasa bajas permite el paso de todas las frecuencias que estén por debajo de la frecuencia de corte  $F_C$  que en este caso para el sistema es de 500Hz, y atenúa todas las que estén por encima de esta frecuencia.

**DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA**



**Figura 35. FILTRO PASA BAJA BUTTERWORTH CONFIGURACION SALLEN-KEY DE 4° ORDEN. [38]**

Para el diseño del filtro pasa baja se procede hacer el cálculo de la misma forma que con el filtro pasa alta, ya que la función de transferencia para un filtro Butterworth en configuración sellen–key esta decrita en la ecuación (2\*).

Ahora con la ayuda de las ecuaciones (12\*), (13\*), (15\*) y (16\*), calcularemos los valores de las capacitancias reales para el filtro pasa bajas con una frecuencia de corte de 500Hz.

Se procede hacer el cambio de escala en frecuencia y en magnitud con las ecuaciones (17\*) y (18\*) como se muestra a continuación:

Tenemos que para el filtro pasa baja  $F_c = 500\text{Hz}$  y se obtiene el valor de  $W_{CN'}$

$$W_{CN'} = 2\pi F_c = 2\pi 500\text{Hz} = \mathbf{1000\pi} \quad (25^*)$$

Ahora remplazo (1\*) y (25\*) en (17\*) y se obtiene el valor de  $K_f$  para el filtro pasa bajas

$$K_f = \frac{W_{CN'}}{W_{CN}} = \frac{1000\pi}{1} = \mathbf{1000\pi} \quad (26^*)$$

Ahora con el valor de  $K_f$  y el valor de  $K_m$  descrito en la ecuación (10\*) y remplazando en la ecuación de cambio de escala de magnitud (18\*) podremos calcular los 4 valores de capacitancias reales que se utilizaran en el filtro pasa bajas.



# DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

Valores reales para los capacitores que se utilizaran en el filtro pasa altas:

$$Cn1 = \frac{5.1282F}{(1000\pi)(10K\Omega)} = 163.324nF \quad (26^*)$$

$$Cn2 = \frac{0.195F}{(1000\pi)(10K\Omega)} = 6.20nF \quad (28^*)$$

$$Cn3 = \frac{1.8F}{(1000\pi)(10K\Omega)} = 57.295nF \quad (29^*)$$

$$Cn4 = \frac{0.555F}{(1000\pi)(10K\Omega)} = 17.666nF \quad (30^*)$$

<b>VALORES CALCULADOS DE LOS COMPONENTES DEL FILTRO PASA BAJA</b>		
<b>CAPACITANCIAS</b>	<b>RESISTENCIAS</b>	<b>FRECUENCIA DE CORTE</b>
$C_{(nF)}$	$R_{(K\Omega)}$	$F_C (Hz)$
$Cn1 = 163.324nF$	$R1 = 10K\Omega$	$F_C = 500Hz$
$Cn2 = 6.20nF$		
$Cn3 = 57.295nF$	$R2 = 10K\Omega$	
$Cn4 = 17.666nF$		

**TABLA 8. Valores de las capacitancias calculadas para el filtro pasa baja**

### 4.1.5 ETAPA DE OFFSET

Una vez ya filtrada la señal, esta debe ser digitalizada para poderla procesar, para esto se va utilizar la tarjeta Tiva TM4C 123 G esta tarjeta al igual que muchos sistemas embebido leen valores de voltaje positivo y el sistema de adquisición diseñado arroja voltajes que oscilan entre los -80mV y 30mV los cuales la Tiva no podrá leer, por esta razón se hace necesario la etapa de offset, en la cual se implementó un circuito sumador, con el amplificador operacional TL082, este circuito lo que hace es elevar los niveles de voltajes negativos a positivos para que puedan ser leídos por el ADC de la tarjeta, obteniendo **voltajes de 0 a 3.3V.**

El esquema que se utilizó para implementar el circuito sumador con el amplificador TL082 se diseñó en el software Proteus en la versión estudiantil, para los valores de resistencias se utilizaron las siguientes ecuaciones:



## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

### FUNCION DE TRANSFERENCIA DEL CIRCUITO SUMADOR

$$V_0 = R_F \left( \frac{V_1}{R_1} + \frac{V_2}{R_2} + \frac{V_3}{R_3} + \dots + \frac{V_n}{R_n} \right) \quad (35)$$

$$R_{V1} = \frac{R_F}{A_1} \quad (36)$$

$$R_{V2} = \frac{R_F}{A_2} \quad (37)$$

$$R_F = 10K \quad (38)$$

$$A_1 = 1 \quad (39)$$

AMPLIFICADOR	ESPECIFICACIONES
<b>LM 741</b>	Amplificador de propósito general con alimentación dual, tiene un rechazo en modo común (CMRR) de 90db, un ancho de banda 1MHz, y tiene internamente 1 amplificador operacional
<b>TL082</b>	Amplificador de propósito general con alimentación dual, un ancho de banda 4 MHz, tiene una relación de rechazo en modo común (CMRR) de 86db, posee internamente 2 amplificadores operacionales, tiene una velocidad de respuesta de 16V/μs.
<b>TL084</b>	Amplificador de propósito general con alimentación dual, tiene un ancho de banda de 3 MHz, posee un rechazo en modo común (CMRR) de 86db, internamente tiene 4 amplificadores operaciones

**Tabla 7. Amplificadores comerciales de bajo costo y fáciles de conseguir para la etapa de offset (elaboración propia)**

Para la implementación de este circuito se seleccionó el amplificador TL082, el cual es un amplificador operacional de entrada JFET con bajo nivel de ruido y alta impedancia de entrada alrededor de  $10^{12}\Omega$ . Inicialmente se configuro como sumador no inversor con una ganancia unitaria, este amplificador tiene un ancho de banda de 4 MHz, con una velocidad de respuesta de 16V/μs, tiene dos amplificadores internos, y es de muy bajo costo lo que se hizo ideal para la selección del diseño.

# DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

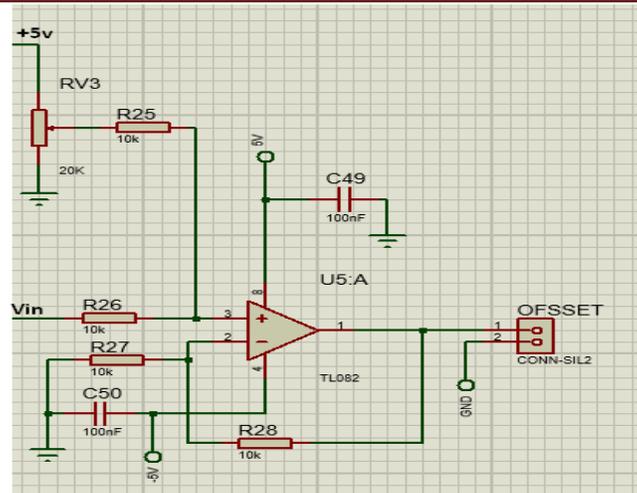


Figura 36. Etapa de offset con amplificador TL082

## 4.1.6 DIGITALIZACION (ADC)

Para convertir la señal análoga a digital y poderla procesar se utilizó la tarjeta Tiva TM4C 123G, esta tarjeta tiene dos módulos ADC basados en arquitectura de registro de aproximación (SAR), que comparten 12 canales de entrada analógica. Además, el ADC tiene una referencia interna de 3.3V y ese es el voltaje máximo que puede medir y el mínimo sería igual GND.

Para garantizar que al pin análogo de la tiva que va recibir la señal solo este en el rango de 0 a 3.3V máximo, en la etapa de offset en la figura 36. Se observa que a la señal EMG original que le llega al amplificador TL082 se le está sumando una tensión continua de 5V y a través de la resistencia variable RV3 configuro ese voltaje a 1V y ese voltaje es el que me garantiza que al pin analógico le llegue un voltaje entre 0 y 3.3V y no se pase de ese rango.

Este ADC también tienen una resolución máxima de 12 bits, lo cual indica que tendrá la capacidad de distinguir 4096 valores diferentes entre GND y 3.3V, lo que significa que cada valor es de aproximadamente 0,8mV. Los siguientes valores se pueden ver expresados con las siguientes (ecuaciones).

$$Resolución = \frac{v_i}{[2^n - 1]} \quad (40)$$

$$Resolución = \frac{3,3V}{[2^{12} - 1]} = 0.8mV \quad (41)$$



# DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

## 4.1.7 CAPTURA, Y VISUALIZACION DE LOS DATOS

En esta etapa se describe el proceso que se llevó para la captura y visualización de los datos.

## 4.1.8 CAPTURA Y TRASMISIÓN DE DATOS:

Para poder capturar los datos se configuro la tiva por medio de un algoritmo, para luego enviar los datos por el puerto serial y ser recibos en el entorno de Matlab y lograr visualizarlos y tratarlos.

## 4.1.9 ALGORITMO PARA CAPTURAR DATOS Y TRANSMISION POR EL PUERTO SERIAL

```
void setup()
{
  Serial.begin(115200);
}
void loop(){
  delay(1);
  int i=0;
  if(Serial.available(>0) { // si el puerto serial esta disponible, entonces
    matlabData=Serial.read(); // lee los datos
    if(matlabData==1){
      digitalWrite(PE_5,LOW); // indicador espera
      digitalWrite(PA_6, HIGH); // led de captura
      for( i=1;i<=2001;i=i+1){
        vectorSENA1[i]=analogRead(PB_5);
        delay(2);
      }
      digitalWrite(PA_6, LOW); // apaga termina la captura
      a=4;
      Serial.println (a);
      digitalWrite(PB_4, HIGH); // LED DE INICIO DE TRASMICION
    }
    for( i=1;i<=2001;i=i+1){
      Serial.println (vectorSENA1[i]);
      delayMicroseconds(10);
    }
    digitalWrite(PB_4, LOW); //LED DE PARADA DE LA TRASMICION
```

**FIGURA 37. configuración de la tiva tm4c 123g para la transmisión de datos por puerto serial. [40]**



## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

### 4.1.10 MATLAB PARA RECIBIR LOS DATOS POR PUERTO SERIAL

Matlab es un software matemático que ofrece un entorno de desarrollo integrado con un lenguaje de programación propio, y es muy utilizado en las universidades y centros de investigación.

En este proyecto se utilizó primeramente para recibir los datos por el puerto serial, que por medio de unos comandos y funciones propias de Matlab se configuro y se enlazo con la tiva para recibir los datos que eran capturados por el sistema de adquisición de señales, también se utilizó para procesar y mostrar las señales por medio de una interfaz gráfica debidamente programada.

### 4.1.11 PROCEDIMIENTO PARA LA ADQUISICION DE LA SEÑAL EMG

El proceso para la adquisición de la señal EMG consiste en registrar la actividad eléctrica del musculo lumbar ante una flexión o extensión, para clasificar estas señales y poder determinar si hay o no fatiga muscular. Para esto se seleccionaron dos pacientes, uno de ellos joven de 32 años saludable y sin ningún antecedente de llegar a padecer de algún dolor o trastorno muscular, el otro paciente de 33 años con antecedentes de padecer de lumbalgia.

Para el registro de los datos se le pide a cada uno de los pacientes que realice el siguiente movimiento durante 10 segundos:

1. Que se coloque en posición ortostática (posición de pie y recta), donde el musculo está en relajación.



Figura 37. Posición ortostática. [5]

## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

---

2. Que de posición inicial realice una flexión máxima



**Figura 38. Flexión máxima voluntaria. [5]**

3. Que realice una extensión máxima hasta llegar a la posición inicial



**Figura 39. Extensión hasta posición inicial. [5]**

Este ejercicio es realizado 20 veces por cada uno de los pacientes, entre cada muestra se deja un descanso de 20 segundos para que el músculo se relaje y se pueda volver a realizar la muestra sin ningún problema de alteraciones en el registro. Mientras el paciente está realizando la prueba los datos van siendo registrados y visualizados por una interfaz que le permite al paciente observar el resultado de su ejercicio una vez terminada cada muestra.

## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

El resultado de la primera captura del sistema de adquisición para cada uno de los pacientes se puede observar en las siguientes **figuras 40 y 41**.

### 4.1.11.1 VISUALIZACIÓN DE LA SEÑAL OBTENIDA POR UNA FELXION Y EXTENSION LUMBAR PACIENTE SANO

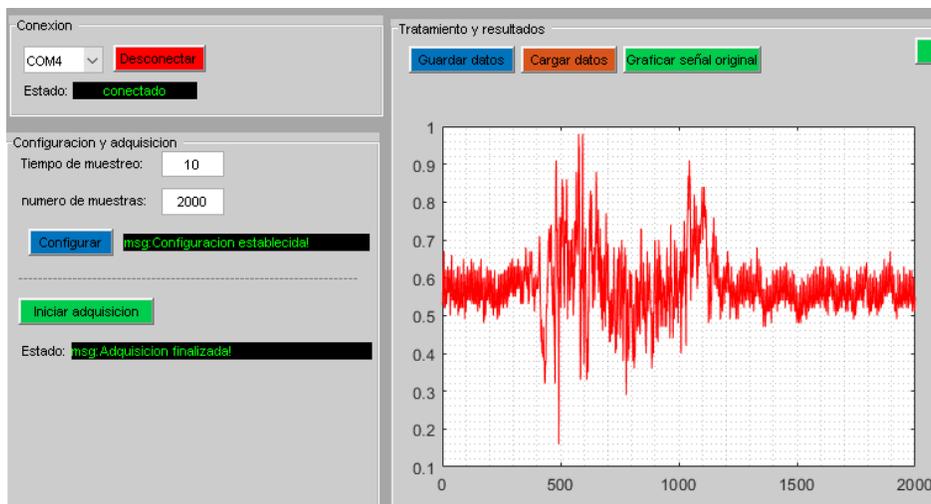


Figura 40. Señal obtenida por el sistema de una persona sin trastorno muscular (elaboración propia)

### 4.1.11.2 VISUALIZACIÓN DE LA SEÑAL OBTENIDA POR UNA FELXION Y EXTENSION LUMBAR PACIENTE CON TRASTORNO MUSCULAR

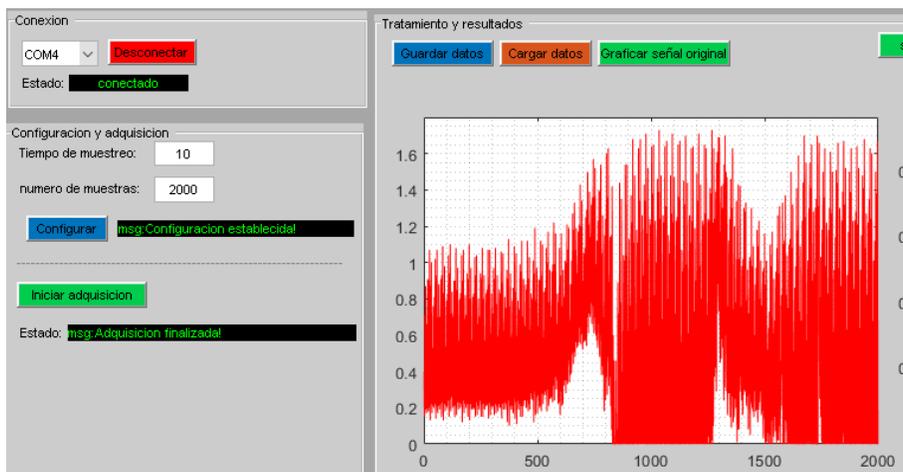


Figura 41. Señal obtenida por el sistema de una persona con trastorno muscular (elaboración propia)

## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

### 4.1.12 PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL

Luego de indagar trabajos y artículos relacionados con el procesamiento de señales EMG, en relación a trastornos musculares, las técnicas de extracción de características más usadas y que han arrojado buenos resultados son: transformada de Fourier, energía, correlación, desviación estándar, dispersión estadística y la transformada wavelet.

De estas técnicas de extracción de características se seleccionó como técnica principal la transformada wavelet debido a que por su función de multi - resolución o descomposición de la señal me permite obtener un mejor análisis en el dominio frecuencial de la señal, y poder obtener patrones característicos importantes que ayuden a una buena clasificación de las señales.

La transformada wavelet me ofrece una familia de wavelets (ondículas), que representan una señal en términos de versiones trasladadas y dilatadas de una onda finita.

Unas de ellas y las cuales fueron comparadas para establecer cual ofrece mejor respuesta a las señales que se quieren procesar, son las siguientes:

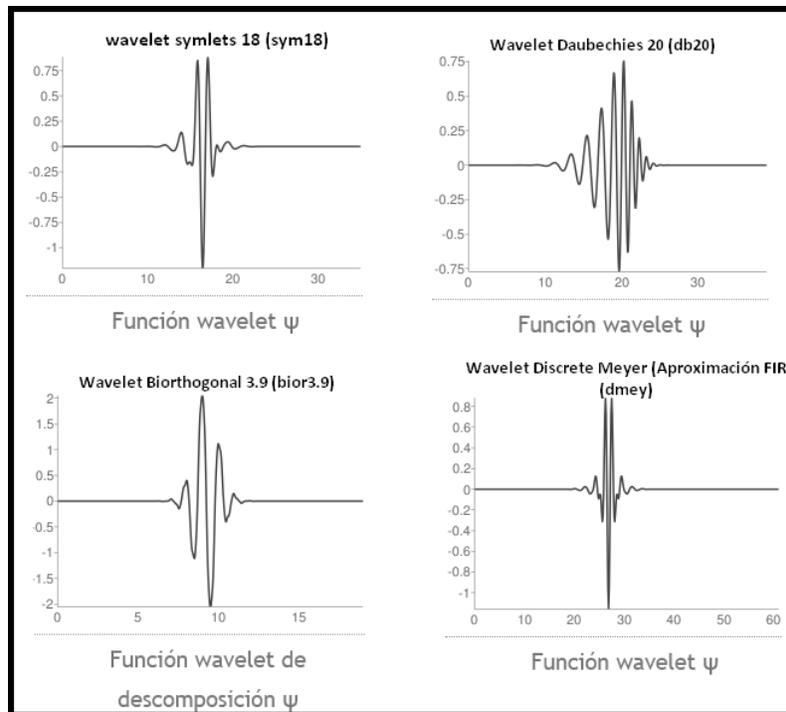


Figura 42. Wavelets escogidas para comparar y escoger la que más se aproxime a la forma de onda de la señal EMG. [41]

## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

En la siguiente imagen se aplica la primera wavelet (sym18) que se escogió para la extracción de características de la señal.

Se utilizaron 4 niveles de descomposición de la señal, porque al descomponer la señal varias veces voy a obtener un patrón más limpio, con más resolución y con menos puntos, en este caso la señal original tiene 2000 puntos y la señal obtenida del cuarto nivel de descomposición tiene apenas 125 puntos y es una señal con menos ruido y con más resolución, esto permite tener más rapidez y eficiencia en la clasificación. Los resultados obtenidos se pueden evidenciar en las siguientes imágenes.

Aquí lo que se hizo fue aplicar la instrucción de Matlab de la transformada Wavelet.

**[C L]=wavedec [EMG\_2, n, 'waname]**, esta instrucción me devuelve como resultado la descomposición de ondículas de la señal, C devuelve un vector de descomposición en cada nivel y L contiene el número de coeficientes por nivel. De esta manera se logra obtener un patrón que caracteriza cada señal.

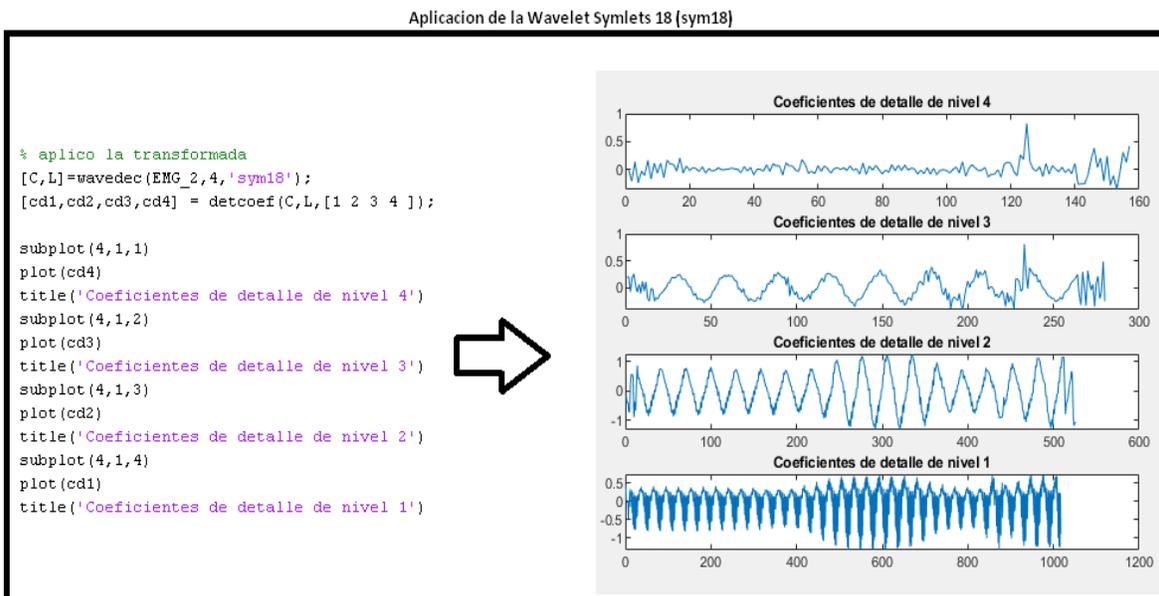
**C:** vector de descomposición

**L:** número de coeficientes

**EMG\_2:** señal

**n:** número de niveles de descomposición

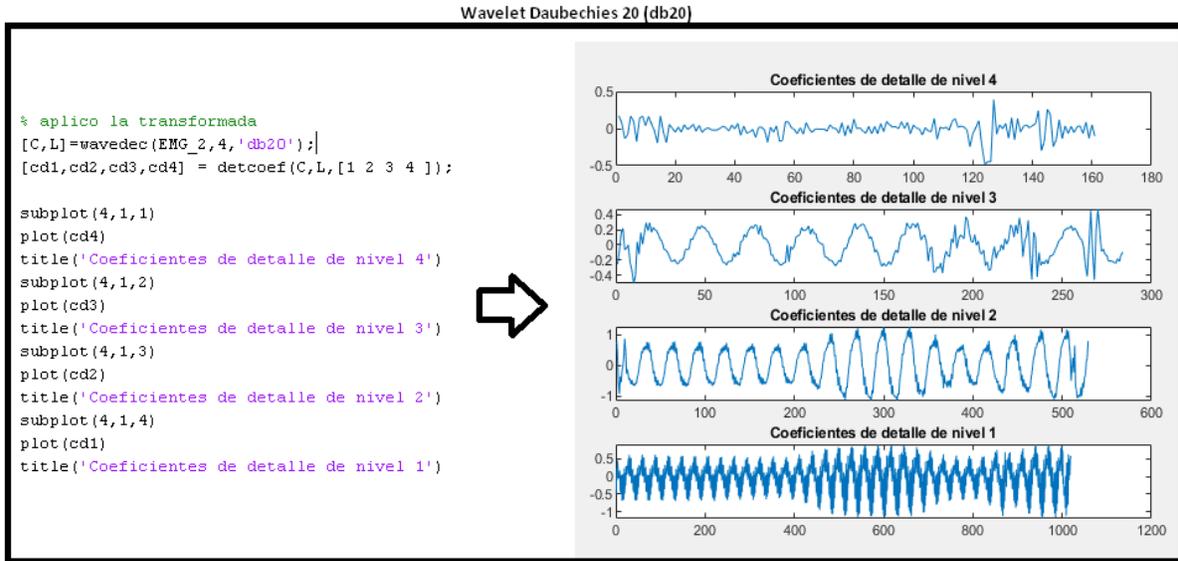
**waname:** es la ondícula utilizada en este caso (sym18)



**Figura 43. Descomposición con Wavelet symlets (sym18)**  
(elaboración propia)

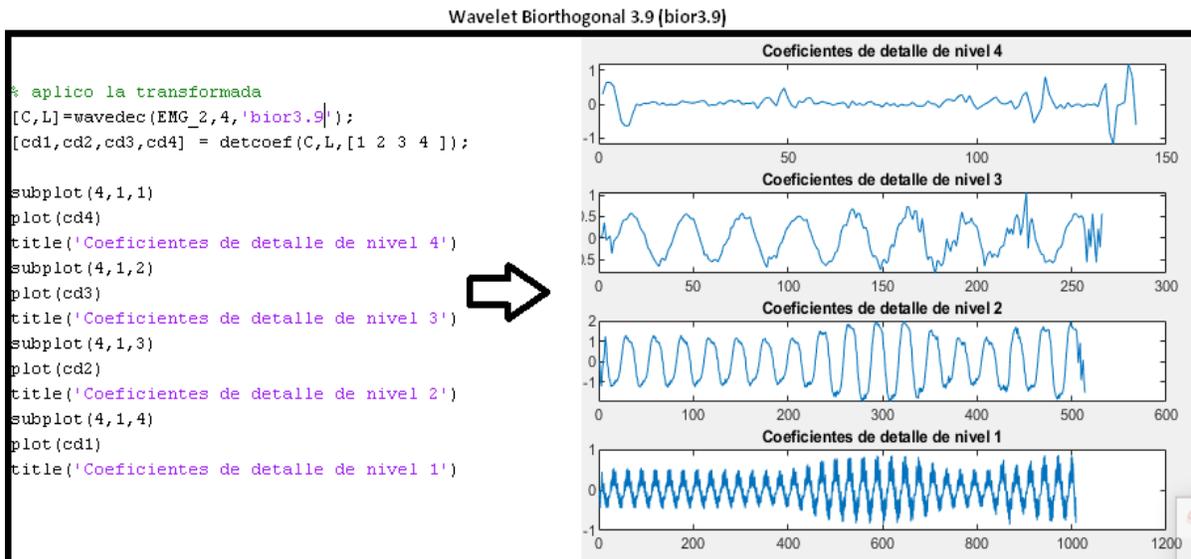
## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

En esta imagen se puede observar la descomposición de la misma señal, pero ahora con la ondícula Daubechies 20 (db20), con los mismos 4 niveles de descomposición.



**Figura 43. Descomposición con Wavelet Daubechies 20 (db20)**  
(elaboración propia)

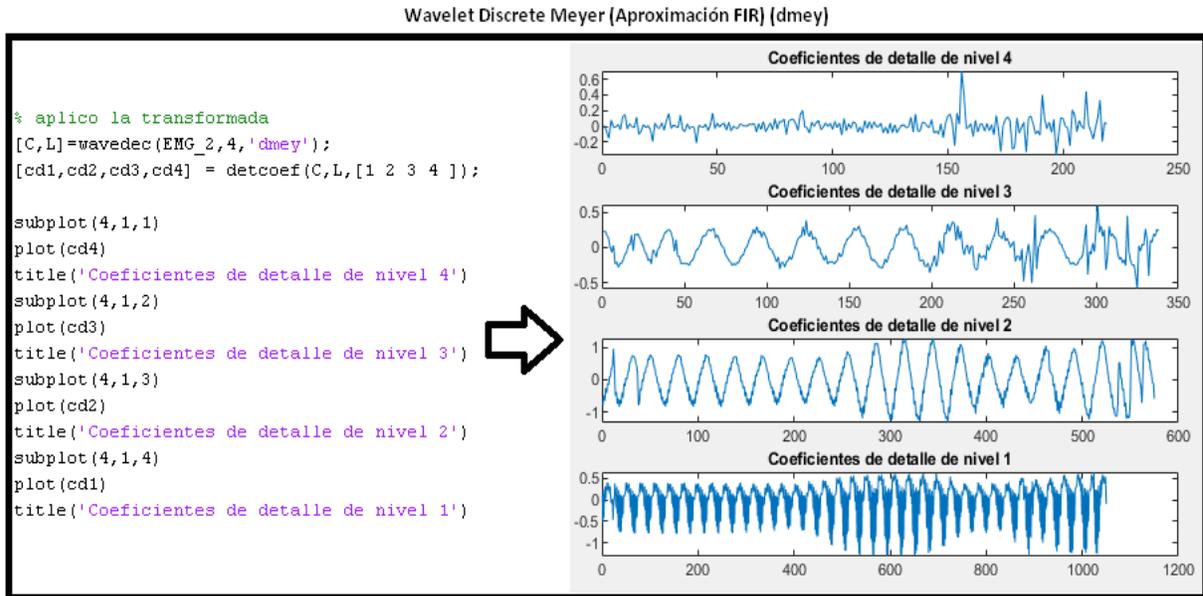
En esta imagen se puede observar la descomposición de la misma señal, con la ondícula Biorthogonal 3.9 (bior3.9) con los mismos 4 niveles de descomposición.



**Figura 43. Descomposición con Wavelet Biorthogonal 3.9 (bior3.9)**  
(elaboración propia)

## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

En esta imagen se puede observar la descomposición de la misma señal, pero ahora con la ondícula Meyer discreta o también (aproximación FIR) con los mismos 4 niveles de descomposición.



**Figura 43. Descomposición con Wavelet Meyer (dmey)  
(elaboración propia)**

Después de analizar cada una de las wavelets seleccionadas, se observa que cada nivel de descomposición revela un patrón característico de la señal original, partiendo de aquí y de la experiencia que se obtuvo en cada una de las wavelets aplicadas se selecciona la Wavelet (“Meyer”), como característica principal para lograr una clasificación adecuada de la señal.



# DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

---

## CAPITULO 5

### 5. RESULTADOS

En este capítulo se describirá los resultados obtenidos, durante la realización del proyecto acorde con los objetivos planteados.

#### 5.1 BUSQUEDA DE INFORMACIÓN (ESTADO DEL ARTE)

Para la búsqueda de bibliografía y recopilación de información acerca de trabajos relacionados a la propuesta de este proyecto, se pudo hacer una exploración detallada de artículos y revistas publicados en la red, que fueron de gran ayuda para la realización de este proyecto, a medida que se fue indagando en cada una de estas bibliografías se encontró que, la adquisición y el procesamiento de señales EMG es muy utilizado para la valoración del estado en que se encuentran los músculos del cuerpo humano, también se encontró información sobre técnicas de extracción de patrones de señales EMG que han sido utilizadas en muchos de estas investigaciones y con resultados positivos al momento de llegar a una conclusión.

Como resultado de esta recolecta de información se logró establecer parámetros de desarrollo del proyecto que al inicio no estaban muy claros, entre ellos se puede mencionar: sistemas de adquisición de señales EMG, técnicas de procesamiento de señales EMG, interpretación de las señales cuando un musculo está en relajación o se contrae, y otras herramientas que se encontraron y fueron utilizadas como parte de desarrollo del proyecto.

#### 5.2 DISEÑO DEL SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES EMG SUPERFICIALES

Para el diseño previo del circuito que conforma el sistema de adquisición de la señal EMG se utilizó el software de diseño electrónico Proteus última versión ya que ofrece una variedad de componentes que pueden ser simulados antes de implementar un circuito ya en físico.

Pasos utilizados en el diseño del sistema de adquisición de señales:

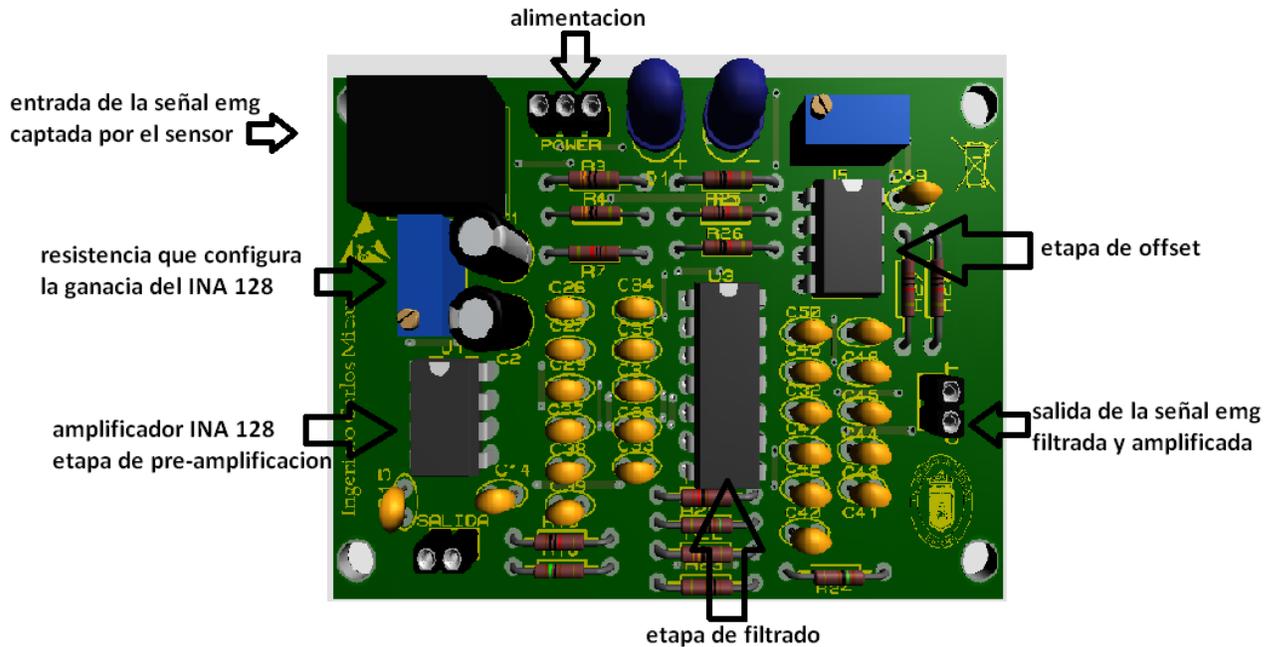
Paso 1: Diseño del esquema implementado en el entorno de Proteus

Paso 2: Diseño de la PCB o circuito impreso

Paso 3: Visualización de la PCB

## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

Como resultado de estos pasos se obtuvo el diseño final de la PCB para la impresión del circuito.



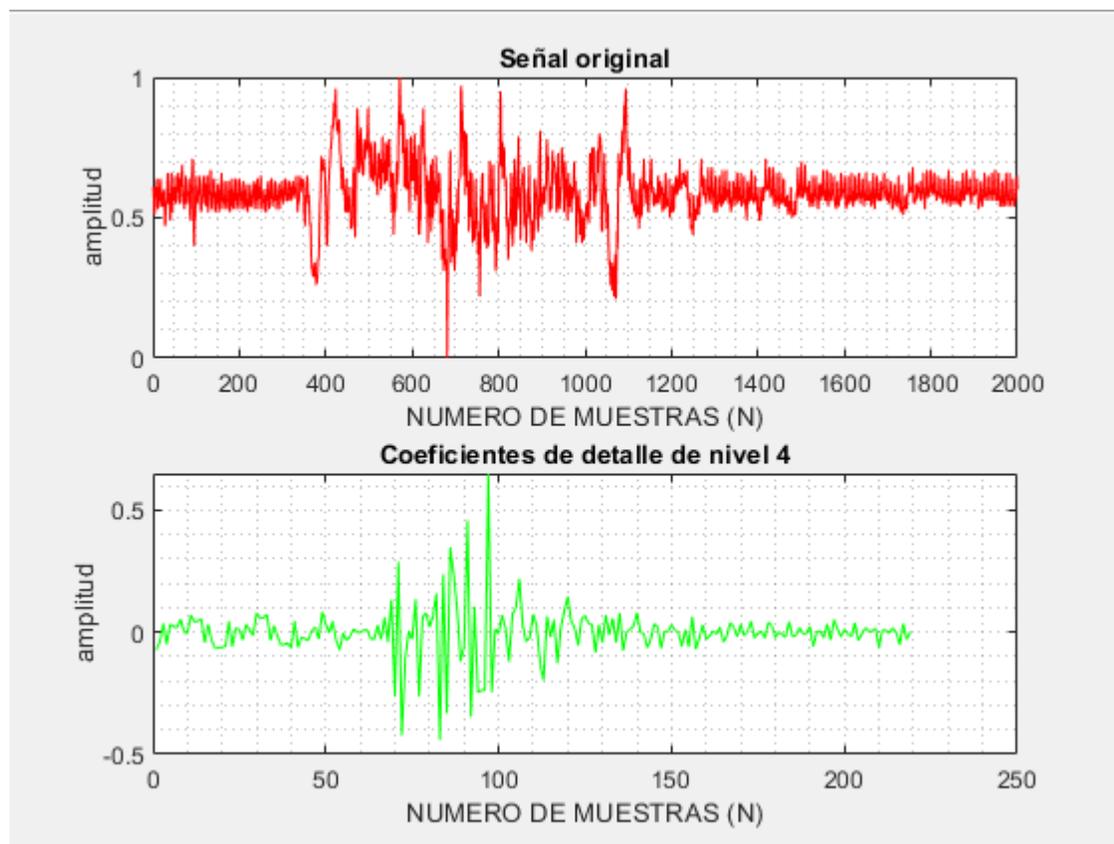
**Figura 44. Vista 3D del sistema de adquisición de señales EMG de un solo canal. (elaboración propia en el software Proteus versión para estudiantes)**

- **Entrada de la señal EMG captada por el sensor:** en esta parte de del circuito va conectada la salida del sensor que capta la señal EMG en este caso los electrodos superficiales.
- **Resistencia que configura la ganancia del INA 128:** aquí es donde configuramos nuestro amplificador a una ganancia de 100 para tener una buena amplificación de la señal.
- **Amplificador INA 128:** este componente es el encargado de recibir la señal y amplificarla ya que las señales captadas por el sensor son muy pequeñas, estas están alrededor de los  $250\mu\text{V}$ , por lo que son difíciles de observar, por eso necesitan ser amplificadas.
- **Etapa de filtrado:** aquí la señal es filtrada eliminando componentes de frecuencia que no se necesiten o que no hagan parte de la señal como ruido de la red eléctrica o algún ruido externo.
- **Etapa de offset:** en esta etapa se hace una rectificación de media onda de la señal, eliminando la parte negativa.
- **Salida de la señal EMG FILTRADA Y AMPLIFICADA:** en esta parte del circuito ya tenemos la señal lista para ser codificada y enviada al entorno de procesamiento

## 5.3 Extracción de Patrones

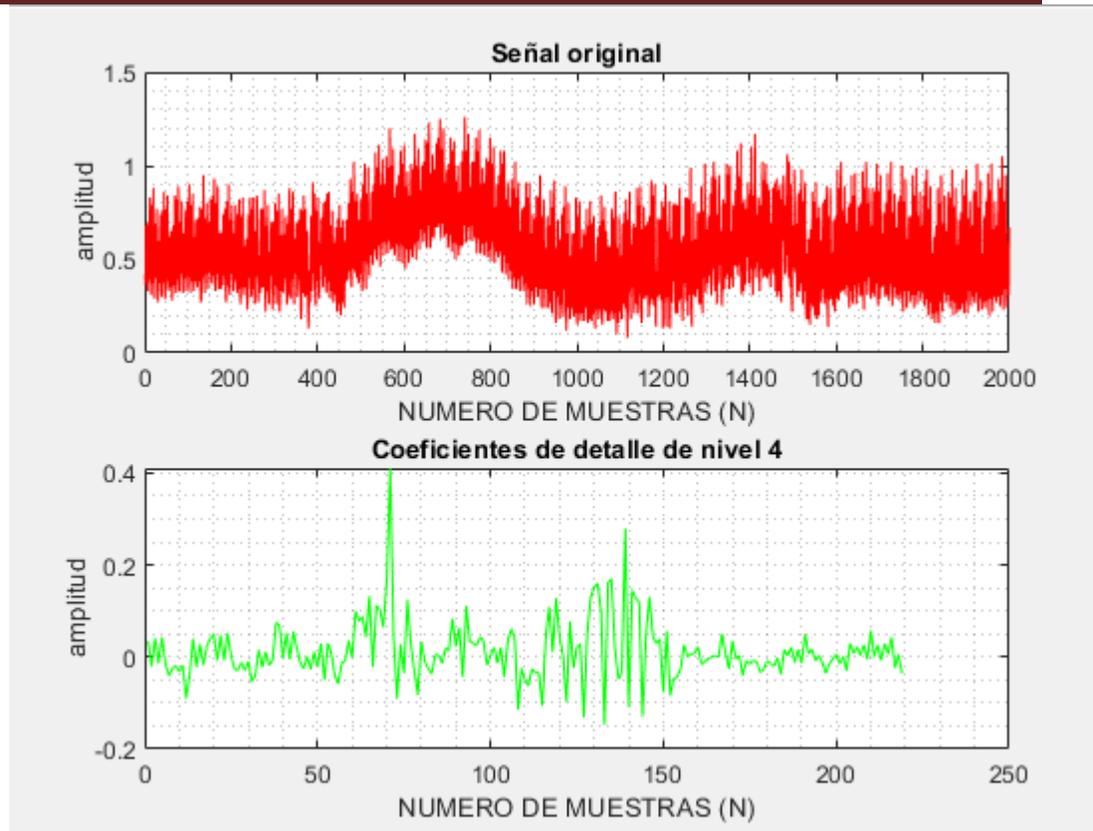
En este punto se darán a conocer las técnicas de extracción de patrones para la clasificación de las señales EMG de personas sanas y personas con fatiga en el musculo lumbar.

- **Trasformada wavelet:** para extraer características con la trasformada wavelet, los datos previamente deben estar guardados en una matriz de 2 por 20, donde la primera fila voy a tener 20 muestras de una persona sana y en la segunda fila 20 muestras de una persona con evidencias de lumbalgia o fatiga muscular. El patrón que se obtuvo al aplicar la trasformada wavelet se puede ver en siguiente imagen.



**Figura 45. Patrón obtenido de la trasformada wavelet, coeficiente de detalle, persona sin fatiga muscular**

## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA



**Figura 46. Patrón obtenido de la trasformada wavelet coeficiente de detalle, persona con fatiga muscular**

Estos patrones serán agrupados por medio de una herramienta llamada k-means, que es un método de análisis de agrupamiento cuyo objetivo es particionar  $n$  observaciones en  $k$  clúster (grupos) donde cada observación pertenece al grupo con la media más cercana. De esta forma se logra clasificar las señales cuando hay fatiga muscular y cuando no hay fatiga para poder dar un diagnóstico al momento de realizarle la prueba a un paciente.

## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

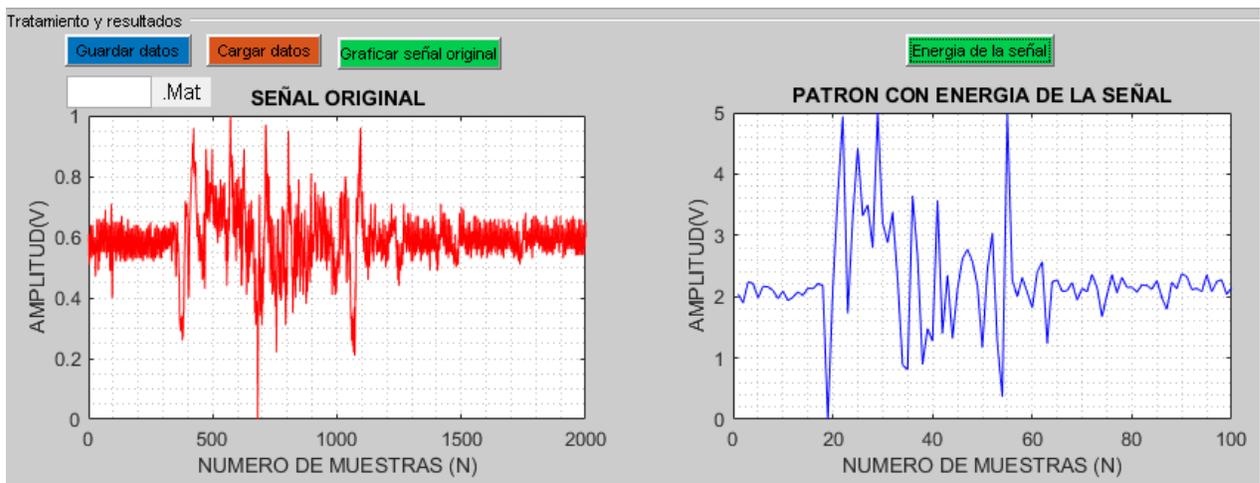
- **Extracción de patrones con energía:** para extraer características aplicando energía en una señal EMG se aplica la siguiente forma matemática mediante un código de programa en Matlab.

$$E = \max_i \sum \frac{x^2}{n} \quad (42)$$

Para obtener cada patrón característico aplicando energía, los datos previamente deben estar guardados en una matriz de 2 por 20, donde la primera fila va a tener 20 muestras de una persona sana y en la segunda fila 20 muestras de una persona con evidencias de lumbalgia o fatiga muscular.

El patrón que se obtuvo al aplicar energía como técnica de extracción de patrones se puede ver en siguiente imagen.

El método que se utilizó para aplicar energía fue el método de ventaneo, se hicieron dos pruebas para cada grupo de datos, primero se aplicó un ventaneo de 20, lo que significa que la señal de 2000 puntos se dividió en 100 ventanas de 20 puntos cada una para obtener una señal nueva con un patrón, luego se hizo un ventaneo de 40 dividiendo la señal de 2000 puntos en 50 ventanas de 40 puntos cada una obteniendo otro patrón, el resultado de este método se puede observar en las siguientes figuras.



**figura 46. Característica obtenida al aplicar energía con un ventaneo de 20 en una señal obtenida de una persona en buena condición física.**

# DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

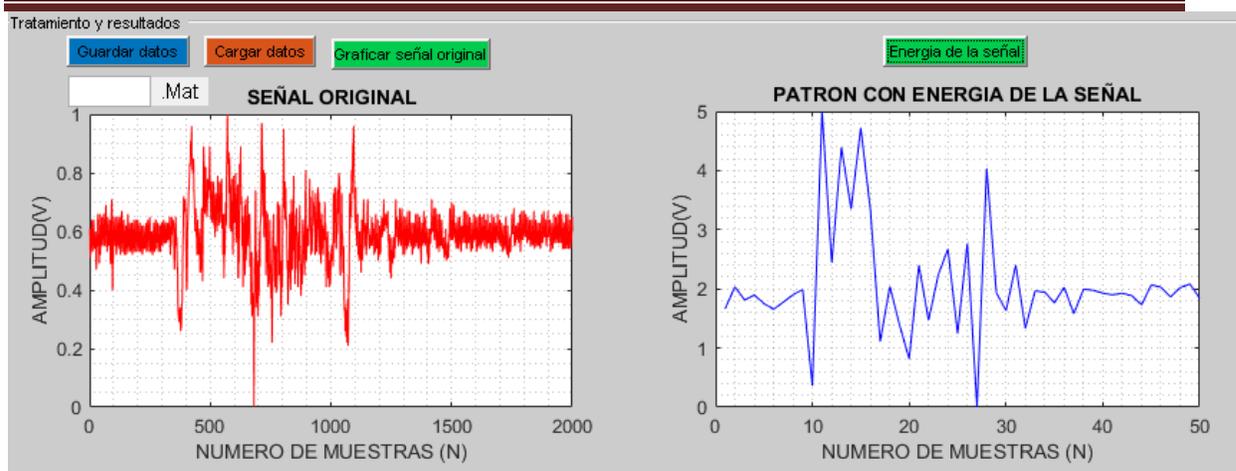


Figura 47. Característica obtenida al aplicar energía con un ventaneo de 40 en una señal obtenida de una persona en buena condición física.

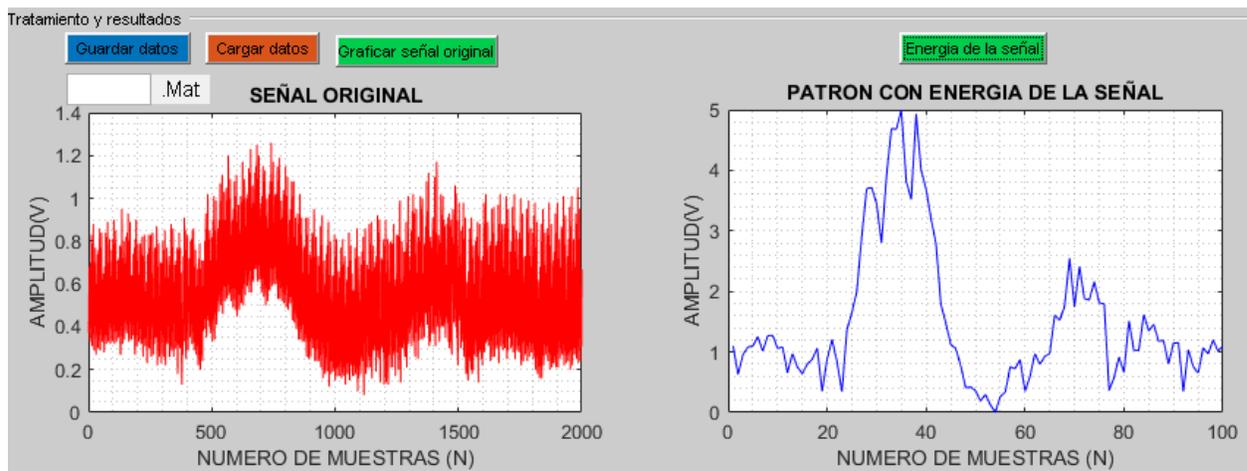
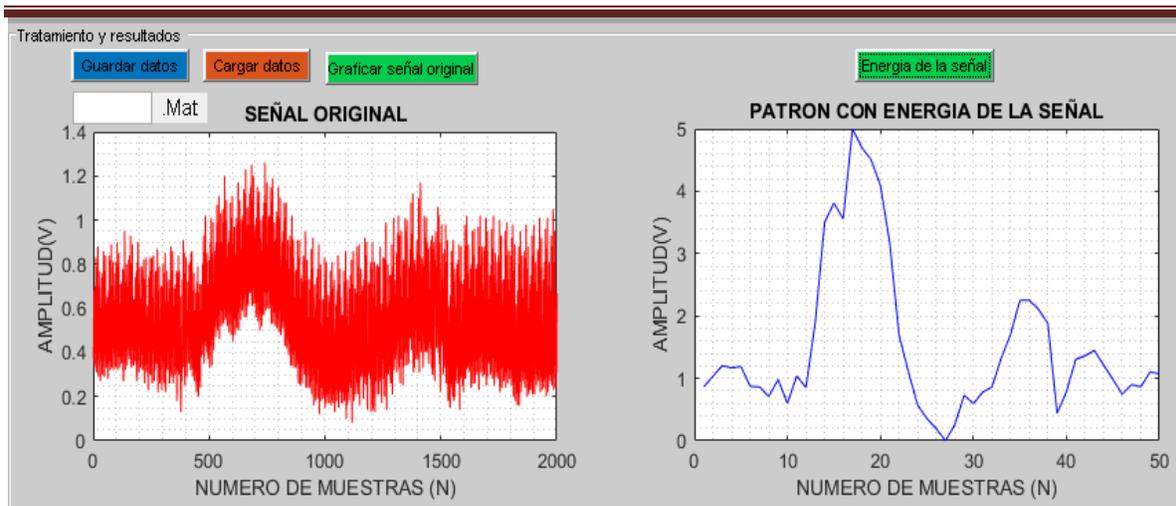


Figura 48. Característica obtenida al aplicar energía con un ventaneo de 20 en una señal obtenida de una persona con evidencia física de fatiga muscular.

## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA



**Figura 49. Característica obtenida al aplicar energía con un ventaneo de 40 en una señal obtenida de una persona con evidencia física de fatiga muscular.**

Al observar las gráficas se puede observar que el patrón obtenido con un ventaneo de 20 tiene todavía componentes ruidosas, la señal no es tan clara y todavía contiene 100 puntos, en cambio con el ventaneo de 40 el patrón obtenido es mucho más limpio, la señal es más nítida y además tiene solo 50 puntos, lo que es bueno ya que se va tener una eficiencia y rapidez al momento de hacer una clasificación.

### 5.4 CLASIFICACION

Para la clasificación se integraron dos herramientas para ver cuál de ellas era más efectiva.

- **Máquinas de soporte vectorial:**

Las máquinas de soporte o máquinas de vector soporte (del inglés Support Vector Machines, SVM) son un conjunto de algoritmos de aprendizaje supervisado, es una técnica basada en la idea de minimización de riesgo estructural, y es muy usado como herramienta de clasificación.

**Como funciona:** Dado un conjunto de puntos, subconjunto de un conjunto mayor (espacio), en el que cada uno de ellos pertenece a una de dos posibles categorías, un algoritmo basado en SVM construye un modelo capaz de predecir si un punto nuevo (cuya categoría desconocemos) pertenece a una categoría o a la otra.

**Como se implementó:** Para poder clasificar por medio de este método se tuvo primero que crear una matriz con todos los patrones obtenidos de la técnica de energía que fue la que mostro contener más información representativa de la señal original, luego se crearon vectores de entrenamiento y vectores de clasificación con cada uno de los grupos de señales que tenía, en este caso como tenía 20 señales de una persona sin fatiga muscular y 20 de una persona con evidencia física de fatiga muscular, se procedió a crear los vectores con una relación de 50/50 de la siguiente forma:



## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

De las primeras 20 señales se escogieron 10 para entrenamiento y 10 para clasificación igualmente se lo mismo para las otras 20, luego con esos vectores se creó una matriz de entrenamiento y una matriz de clasificación, se generó una etiqueta para cada grupo en este caso unos (1) para personas sanas y dos para personas con fatiga (2), una vez puestas las etiquetas se creó el modelo de entrenamiento el cual servirá para predecir si un grupo de datos pertenece o no a un grupo de etiquetas.

### RESULTADO OBTENIDO

GRUPO DE DATOS	TECNICA DE EXTACCION DE CARACTESTICAS	RELACION DE CLASIFICACION	% DE CLASIFICACION
<b>GRUPO 1 20 DATOS PERSONA SIN FATIGA MUSCULAR</b>	ENERGIA	10 señales para entrenamiento y 10 para clasificación	<b>75%</b>
<b>GRUPO 2 20 DATOS PERSONA CON FATIGA MUSCULAR</b>	ENERGIA	10 señales para entrenamiento y 10 para clasificación	

**Tabla 9. resultado obtenido de la clasificación con máquinas de soporte vectorial (elaboración propia)**

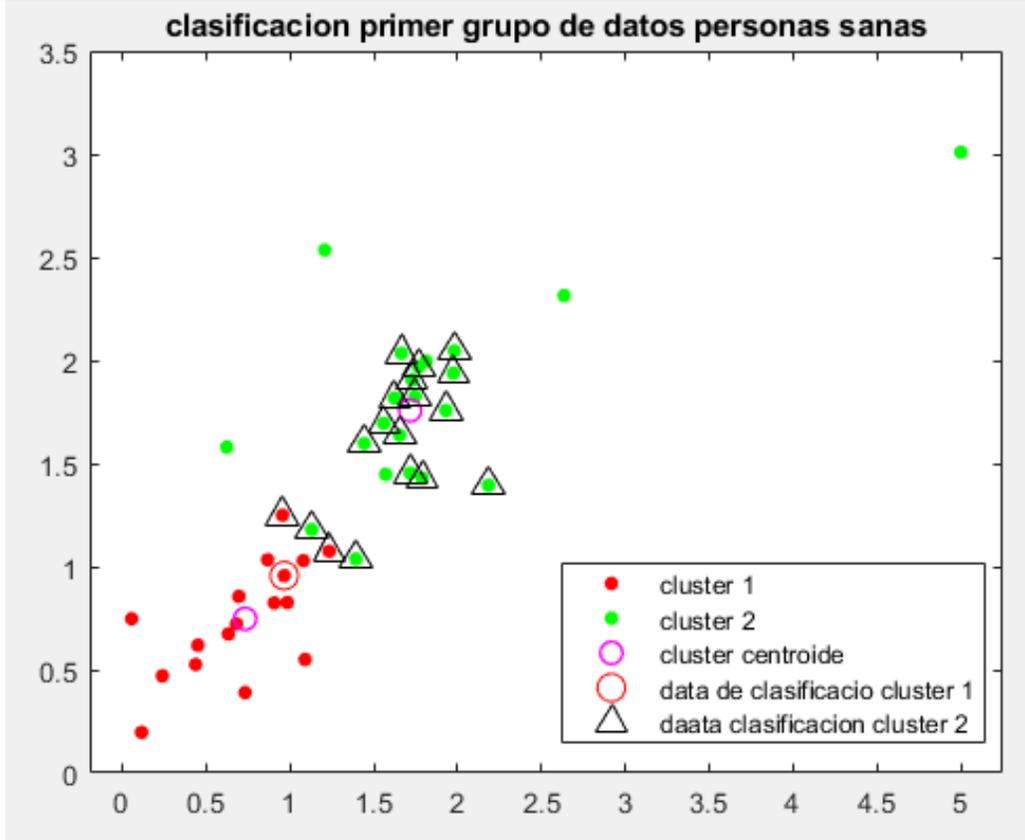
- **K-means**

Es un algoritmo de clasificación no supervisada (cauterización) que agrupa objetos en  $k$  grupos basándose en sus características. El agrupamiento se realiza minimizando la suma de distancias entre cada objeto y el centroide de su grupo o clúster. Se suele usar la distancia cuadrática.

**Como se implementó:** para implementar este método de clasificación primero se hace un k-means por medio de un código en Matlab, aquí agrupamos los datos procesados con las características que obtuvimos al aplicar energía, en este caso 2 grupos, uno con las características de las señales de personas en buena condición muscular y el otro con fatiga muscular, y luego se le asigno a cada grupo un centroide al aza, y se entrenó el sistema hasta observar una separación notable de cada uno de los grupos.

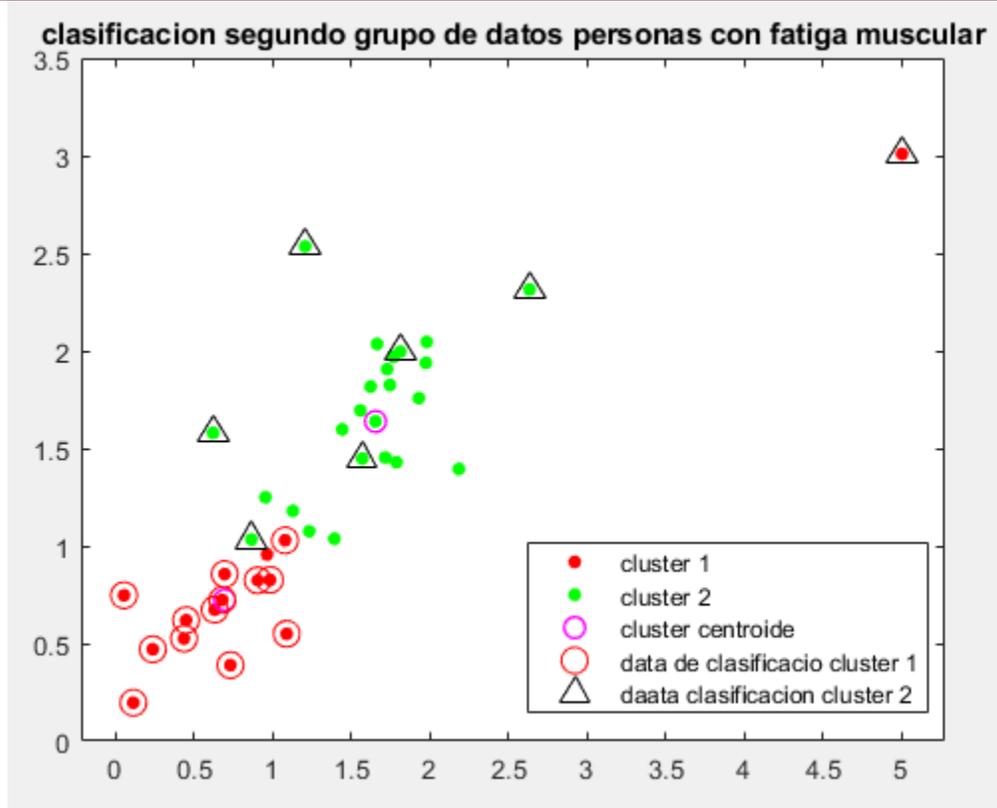
Una vez entrenado se procede a entrenar un grupo de datos para realizar un test de clasificación, para esto se escogió una data de 20 señales ya procesadas de un solo grupo, una vez entrenada la data de clasificación, se hizo el test de clasificación con los 40 datos iniciales y los 20 a clasificar y el resultado que se obtuvo fue el que se muestra en la siguiente figura.

## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA



**Figura 50. Agrupación de los de los datos y clasificación del primer grupo personas sanas**

En la figura 50 se observan los dos grupos de datos, verdes para señales de una persona sana y rojos para señales de una persona con fatiga muscular, se puede observar que los que están encerrados pertenecen al grupo que se seleccionó para clasificar, que son los el clúster 2 y que están encerrado con los triángulos, en total se pone una data de clasificación de 20 señales a clasificar entre 40 posibles cabe aclarar que de las 40 señales se clasificaran 20 no más que son los que están escogidos en la data de clasificación, y se obtiene un total de 16 datos clasificados lo que me da un porcentaje de acierto del 80% de clasificación.



**Figura 50. Agrupación de los de los datos y clasificación del segundo grupo personas con fatiga muscular**

En esta figura observamos la clasificación para el segundo grupo de datos de personas con fatiga muscular que son los que están encerrados con los círculos rojo que hacen referencia al clúster 1. Para la clasificación se utilizaron las mismas 40 señales 20 para un grupo y 20 para el otro y la data que se utilizo fue de 20 señales del segundo grupo. en la figura se observa 14 datos clasificados del segundo grupo lo que me da un porcentaje de éxito de clasificación del 70%.



## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

### COMPARACION DE LOS RESULTADOS DE LAS DOS TECNICAS DE CLASIFICACIÓN

HERRAMINETA DE CLASIFICACION	TECNICA DE EXTACCION DE CARACTESTICAS	% DE CLASIFICACION
MAQUINAS DE SOPORTE VECTORIAL	ENERGIA	75%
K-MEANS	ENERGIA	80%

**Tabla 10. Comparación de las 2 técnicas de clasificación**

En la tabla 9, podemos observar el porcentaje de clasificación obtenido para cada técnica de clasificación, vemos que k-means tiene mejor porcentaje con respecto a máquinas de soporte vectorial, pero esto no quiere decir que entre las 2 k-means es la mejor técnica, esto puede variar dependiendo del nivel de exigencia que queramos al momento de la clasificación, esto se refiere al tamaño de la data, entre más grande sea pues cada técnica va tener mayor exigencia al momento de clasificar, pero para el numero de datos que se trabajaron en este proyecto se obtuvo un buen resultado.



## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

---

### CONCLUSIONES

1. De acuerdo al objetivo principal planteado se ha logrado desarrollar un sistema que parametriza y clasifica señales EMG, obtenidas del musculo lumbar ante una flexión o extensión, por medio de electromiografía superficial.
2. Tras la bibliografía consultada sobre temas relacionados con, lo propuesto en este proyecto se puede concluir que los estudios que han realizado varios autores sobre adquisición y procesamiento de señales electromiográficas, siempre tienen como fin ayudar al ser humano ya sea implementando una prótesis que se pueda controlar solo estableciendo parámetros obtenido por señales EMG, o como en muchos de los artículos encontrados, en la rehabilitación neuromuscular. Es muy interesante ver lo mucho que se puede lograr hacer solo con el estudio de un determinado musculo del cuerpo humano.
3. Se logró diseñar un sistema de adquisición de señales electromiográficas de un canal a partir de unos componentes electrónicos, los cuales en su conjunto permitieron la captura de las señales a través de unos electrodos superficiales luego la señal pudo ser amplificada y filtrado, permitiendo hacer una conversión analógica digital para luego entregar de los datos a un entorno de programación donde se procesaron y clasificaron las señales.
4. De los resultados obtenidos de la extracción de características por medio de la transformada wavelet, se puede concluir que esta técnica de procesamiento de señales brinda un análisis sencillo y eficaz al momento de extraer variables importantes que permiten clasificar señales de personas con fatiga muscular en la zona lumbar y personas que no evidenciaron fatiga muscular.
5. Se logró clasificar señales EMG de una persona en buen estado físico y señales de una persona con fatiga muscular por medio de la herramienta k-means obteniendo un porcentaje de éxito de clasificación del 80% para persona sin fatiga muscular, y del 70% para persona con fatiga muscular.
6. Se logró comparar las dos técnicas de clasificación de las señales, y se puede concluir lo siguiente: la técnica de k-means tiene mejor porcentaje con respecto a máquinas de soporte vectorial, pero esto no quiere decir que entre las dos técnicas, k-means es la mejor clasificando, esto puede variar dependiendo del nivel de exigencia que queramos al momento de la clasificación, esto se refiere al tamaño de la data, entre más grande sea pues cada técnica va tener mayor exigencia al momento de clasificar, pero para el número de datos que se trabajaron en este proyecto se obtuvo un buen resultado.



# DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

## 1 Bibliografía

[ A. O. L, «factores de riesgo de trastornos musculoesqueléticos crónicos laborales,» *medicina interna de México*, vol. 29, nº 4, pp. 370-379, 2013.

]

[ OIT-EUROFOUND, «trabajar en cualquier momento y en cualquier lugar: consecuencias en el ámbito laboral,» copyright © 2017 Organización Internacional del Trabajo, Ginebra, 2019.

]

[ G. M. Eduardo Guzmán Muñoz, «electromiografía en las ciencias de la rehabilitación,» *salud uninorte*, vol. 34, nº 3, pp. 753-765, 2018.

]

[ A. L. J. M. Cristhian Manuel Durán Acevedo, «Optimización y clasificación de señales EMG a través de métodos de reconocimiento de patrones,» *ITECKNE*, vol. 10, nº 1, pp. 67-76, 2013.

]

[ F. P. G. S. P. C. D. G. J. I. B. B. J. A. C. E. P. B. J. A. G. H. José Montero Vilela, «TESTFRP/LUMBAR Un uso fácil de electromiografía de superficie,» *BIOMECANICA*, nº 64, 2017.

]

[ J. G. V. L. C. X. N. Z. A. C. G. Á. Luis Alberto Zabala Aguila, «ANÁLISIS E IDENTIFICACIÓN DE LOS MOVIMIENTOS DE UN BRAZO HUMANO UTILIZANDO UN SISTEMA DE ADQUISICIÓN Y PROCESAMIENTO DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS,» *ESPIRALES*, vol. 3, nº 24, pp. 1-14, 2019.

[ I. I. A. Cifuentes, extracción de características y clasificación de señales electromiográficas utilizando la transformada de Hilbert-Huang y redes neuronales, México, 2012.

]

[ J. J. G. Murillo, procesamiento de señales EMG en trastornos neuromusculares, Barcelona, 2013.

8

]

[ J. F. G. MARTÍNEZ, «TEMA 2 BIOSEÑALES,» de *INGENIERÍA BIOMÉDICA*, 2010-2011.

9

]



## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

- 
- [ P. N. F. D. S. R. Field D, «ANATOMIA Y MOVIMIENTO HUMANO: ESTRUCTURA Y  
1 FUNCIONAMIENTO,» 3 ed. *paidotribo*, p. 67, 2000.  
0  
]
- [ E. R., «Sistema nervioso periférico y sistema nervioso central,» *CIM grupo de informacion*,  
1 2019.  
1  
]
- [ s. i. fox, fisiologia humana, 14 edicion.  
1  
2  
]
- [ F. Hug, « Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography,» *Journal*  
1 *of Electromyography and Kinesiology*, nº 21, pp. 1-12, 2011.  
3  
]
- [ J. R. J. E. y. J. d. I. R. J. Varela, «Electrodo capacitivo de alta sensibilidad para la deteccion de  
1 biopotenciales electricos,» *revista de ingenieria biomedica*, vol. 36, nº 2, pp. 131-141, 2015.  
4  
]
- [ E. V.-L. Y. J. S.-F.-C. A. Martínez-Carreño, «Caracterización de esfuerzo muscular del miembro  
1 inferior mediante EMG no invasivo,» *siedad mexicana de ingenieria biomedica*, pp. 270-273,  
5 2018.  
]
- [ E. M. J. H. J. G. y. C. c. J. Correa, « Sistema de Adquisicion de Señales EMg para la Deteccion de  
1 Fatiga Muscular,» *revista de ingenieria biomedica*, vol. 37, nº 1, pp. 17-27, 2016.  
6  
]
- [ «Engineer Ambitiously,» [En línea]. Available:  
1 <http://sine.ni.com/np/app/main/p/ap/daq/lang/es/pg/1/sn/n17:daq/fmid/652/>.  
7  
]



## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

- 
- [ K. S. TOCORA, DESARROLLO DE INTERFAZ MULTICANAL PARA LA VALORACIÓN DE FATIGA  
1 MUSCULAR EN EXTREMIDADES INFERIORES BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA,  
8 PAMPLONA, 2020.  
]
- [ A. S. a. L. Kirkup, «A direct comparison of wet, dry and insulating bioelectric recording  
1 electrodes,» *Physiol. Meas*, vol. 21, nº 2, pp. 271-283, 2000.  
9  
]
- [ P. Konrad, *The ABC of EMG*, Arizona, Noraxon USA: Scottsdale, 2006.  
2  
0  
]
- [ J. M. D. Moyano, «El amplificador de instrumentación.,» de *INSTRUMENTACION ELECTRONICA  
2 DE COMUNICACIONES*, 2005, pp. 1-19.  
1  
]
- [ catarina.udlap.mx, «TEORIA DE FILTROS (CAOITULO II)».  
2  
2  
]
- [ S. Butterworth, «On the theory of filter amplifiers,» *Experimental wireless and the wireless  
2 engineer*, vol. 7, pp. 536-541, 1930.  
3  
]
- [ «SISTEMA DE PROCESSMIENTO DIGUITAL DE SEÑALES,» p. CAPITULO 3.  
2  
4  
]
- [ «PULSO-UNIOVI,» 2014. [En línea]. Available:  
2 <http://www.pulso.uniovi.es/wiki/index.php/Muestreo>.  
5  
]
- [ «Asterisk-Issabel,» [En línea]. Available: <https://elastixtech.com/fundamentos-de-telefonía/transmision-de-la-voz/>.  
2



## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

---

6

]

[ T. INSTRUMENTS, TIVA C SERIES TM4C 123G LaunchPad- datasheet, 2013.

2

7

]

[ ENERGIA. [En línea]. Available: <https://energia.nu/>.

2

8

]

[ I. A. K. A. Edwar A. Clancy, «Adaptive whitening of the electromyogram to improve amplitude estimation,» *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, vol. 47, nº 6, pp. 709-719, 9 2000.

]

[ A. o. E. Peter Konrad, «A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography,» *Noraxon INC USA*, 2005.

0

]

[ T. WAVELET, «SILDE PLAYERS,» [En línea]. Available: <https://slideplayer.es/slide/2261897/>.

3

1

]

[ J. G. A. I. SANDRA OSUNA, «Procesado de señales EMG en Trastornos Neuromusculares,» *barcelonatech*, pp. 1-24, 2013.

2

]

[ E. J. C. R. I. P. E. J. P. Harold A. Romo, «Análisis de Señales EMG Superficiales y su Aplicación en Control de Prótesis de Mano,» *Revista Avances en Sistemas e informática*, vol. 4, nº 1, pp. 127-3 136, 2007.

]

[ D. Y. W.-y. I. D. J. K. Yee, «Radiopaedia,» [En línea]. Available: <https://radiopaedia.org/articles/erector-spinae-group>.

4

]



## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

- 
- [ D. i. H. H. a. i. B. Freriks, «SENIAM,» MARZO 2006. [En línea]. Available:  
3 <http://www.seniam.org/>.  
5  
]
- [ «ALLDATASHEET.COM,» TEXAS INSTRUMENTS, [En línea]. Available:  
3 [https://www.alldatasheet.com/view.jsp?Searchword=Ina128%20datasheet&gclid=CjwKCAiA2](https://www.alldatasheet.com/view.jsp?Searchword=Ina128%20datasheet&gclid=CjwKCAiA2O39BRBjEiwApB2IkoiNsCWWrvBuH4b7A4nbfKLcztwwb7tjJqlqQ6tl_sCiy0kdM8OImhoCxVMQAv)  
6 [O39BRBjEiwApB2IkoiNsCWWrvBuH4b7A4nbfKLcztwwb7tjJqlqQ6tl\\_sCiy0kdM8OImhoCxVMQAv](https://www.alldatasheet.com/view.jsp?Searchword=Ina128%20datasheet&gclid=CjwKCAiA2O39BRBjEiwApB2IkoiNsCWWrvBuH4b7A4nbfKLcztwwb7tjJqlqQ6tl_sCiy0kdM8OImhoCxVMQAv)  
] D\_BwE.
- [ J. G. Z. , J. M. K. Enrique Zothner, «Procedure for direct measurement of Common Mode  
3 Rejection,» *Revista elektron*, vol. 2, nº 1, pp. 39-46, 2018.  
7  
]
- [ «Electronica y la web,» [En línea]. Available: <http://electronica.ilaweb.com/tag/filtro/>.  
3  
8  
]
- [ i.-. Tutoriales, «YouTube,» 28 enero 2016. [En línea]. Available:  
3 <https://www.youtube.com/watch?v=VtdY8q-k55Y&t=324s>.  
9  
]
- [ «Instructables circuits,» © 2020 Autodesk, Inc., [En línea]. Available:  
4 <https://www.instructables.com/Launchpad-Comunicaci%C3%B3n-Serial-con-Matlab/>.  
0  
]
- [ «NAVEGADOR WAVELET DE PYWAVELETS,» [En línea]. Available:  
4 <http://wavelets.pybytes.com/wavelet/dmey/>.  
1  
]
- [ A. C. Guil, como elaborar proyectos de pesquisa, Sao paulo: 6, 2017.  
4  
2  
]
- [ J. Physiol, «The function of the erectores spinae muscles in certain movements and postures in  
4 man,» *THE JOURNAL OF PHYSIOLOGY*, vol. 129, nº 29, pp. 184-203, 1955.



## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

3

]

[ M. A. I. M. A. J. A. B. M. S. U. D. ] Shaikh Anowarul Fattah, ««Identifying the Motor Neuron  
4 Disease in EMG Signal using time and Frequency Domain features with,» *Signal & Image  
4 Processing:An International Journal (SIPIJ)*, vol. 3, nº 2, pp. 99-114, 2012.

]

[ E. Giraldo y O. G. y. O. Á. Betancourt, «identificación de señales elctromiograficas para el  
4 control de un manipulador robotico y entornos virtuales tridimensionales,» *IEEE Colombian  
5 Workshop on Robotics and Automation*, 2005.

]

[ C. M. a. J. A. L. Duran, «Optimización y clasificación de señales EMG a través de métodos de  
4 reconocimiento de patrones,» *Iteckne [online]*, vol. 10, nº 1, pp. 67-76, 2013.

6

]

[ S. Cordova, W. Perez y A. Roman, «“Implementacion de metodos de procesamiento de señales  
4 EEG para aplicaciones de comunicacion y control,» *Revista del Encuentro Científico  
7 Internacional, ISSN-e 1813-0194*, vol. 10, nº 1, pp. 24-33, 2013.

]

[ E. Giraldo y G. y. O. Á. Betancourt, «“Determinación de movimientos a partir de señales  
4 electromiográficas utilizando máquinas de soporte vectorial,» *Rev. Med. Risaralda*, 2005.

8

]

[ D. R. Ferguson Simon, «Grasp Recognition From Myoelectric Signals,» *Australian conf. on  
4 Robotics and Automation*, pp. 27-29, 2002.

9

]

[ J. M. M. d. I. Rosa, «bibing.us.es,» [En línea]. Available:  
5 <http://bibing.us.es/proyectos/abreproy/11375/fichero/MEMORIA%252FFundamentos+teorico>  
0 s.pdf.

]

[ Ifent, «lecciones digitales,» [En línea]. Available:  
5 [http://www.ifent.org/Lecciones/digitales/secuenciales/ConvertA\\_D.htm](http://www.ifent.org/Lecciones/digitales/secuenciales/ConvertA_D.htm). [Último acceso: 04 08  
1 2020].

]



## DESARROLLO DE UN SISTEMA DE PARAMETRIZACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD NERVIOSA DE MÚSCULOS DE LA ZONA LUMBAR ANTE UNA FLEXIÓN O EXTENSIÓN, BASADO EN ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

---

[ J. D. R. Corzo, *Desarrollo de un sistema de comunicacio dual basado en habla subvocal*,  
5 Pamplona, 2015.

2

]

[ A. S. a. L. Kirkup, «A direct comparison of wet, dry and insulating bioelectric recording  
5 electrodes,» *Physiol. Meas*, vol. 21, nº 2, pp. 273-83, 2000.

3

]