



**UNIVERSIDAD PRIVADA TELESUP**  
**FACULTAD DE INGENIERIA Y ARQUITECTURA**  
**ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERIA DE SISTEMAS**  
**E INFORMATICA**

**TESIS**

**APLICATIVO INFORMATICO DE REGISTRO Y**  
**VISUALIZACION DE LA ACTIVIDAD MUSCULAR DE**  
**MIEMBRO INFERIOR USANDO DISPOSITIVO**  
**OPENBCI-EMG**

**PARA OBTENER EL TÍTULO DE:**

**INGENIERO DE SISTEMAS E INFORMATICA**

**AUTOR**

**Bach. LLERENA ESPINOZA, AUGUSTO CESAR**

**LIMA – PERÚ**

**2019**

## **ASESOR DE TESIS**

---

**Ing. WILVER AUCCAHUASI AUQUIPA**

# **JURADO EXAMINADOR**

---

**Mg. EDMUNDO JOSÉ BARRANTES RIOS**  
**Presidente**

---

**Mg. DENIS CHRISTIAN OVALLE PAULINO**  
**Secretario**

---

**Mg. EDWIN HUGO BENAVENTE ORELLANA**  
**Vocal**

## **DEDICATORIA**

A Dios por darme vida y salud para cumplir este gran logro, por permitir que siga creciendo en mi vida profesional y personal.

A mi familia y en especial a mi hermana Isabel de Alanes que todo el tiempo estuvo apoyándome para que este anhelo se haga realidad.

## **AGRADECIMIENTO**

A la universidad privada Telesup, por ser mi alma mater estudiantil y brindarme la oportunidad de ser profesional.

Por ello quiero dar mi agradecimiento a mi esposa e hija y mi familia por el apoyo constante que recibo de ellos, son parte de este trabajo de investigación.

## RESUMEN

En la presente tesis de investigación, se creó un aplicativo informático con la finalidad de registrar y visualizar las señales electromiográficas durante la actividad muscular del miembro inferior usando un dispositivo openbci-emg.

El problema general refiere a la interrogante: ¿Cómo influye el aplicativo informático en el registro y visualización de la actividad muscular de los miembros inferiores?, cuya hipótesis general es: El aplicativo informático influye en el registro y visualización durante la actividad muscular de los miembros inferiores.

Las variables de estudio: variable independiente, aplicativo informático; variable dependiente, registro y visualización de la actividad muscular de miembro inferior usando dispositivo openbci-emg. Se utilizó el diseño No Experimental, de tipo aplicativo y método Cuantitativo.

La presente investigación utilizó una ficha técnica de recolección de datos, cuyo instrumento será aplicada a una población conformada por 25 pacientes con problemas de rehabilitación física, y recolectar los datos requeridos de los pacientes, para poder analizar señales electromiográficas de los músculos, gemelo externo y el tibial anterior.

Por último se observa que el promedio del registro de los músculos gemelo externo y tibial anterior, el primero tiene mayor voltaje producto de su mayor actividad muscular.

Palabras Claves: Aplicativo Informático, Registro y visualización de los músculos, Dispositivo openbci-emg, Electromiografía, Electrodo de superficie, Músculos de las extremidades inferiores, Sensibilidad y Especificidad.

## **ABSTRACT**

In the present research thesis, a computer application was created with the purpose of recording and visualizing the electromyographic signals, during the lower limb muscle activity using an openbci-emg device.

The general problem refers to the question: How does the computer application influence the recording and visualization of the muscular activity of the lower limbs?, whose general hypothesis is: The computer application does influence the recording and visualization during the muscular activity of the lower limbs. lower limbs. The study variables: independent variable, computer application; dependent variable, registration and visualization of lower limb muscle activity using openbci-emg device. The transverse Non-Experimental design, explanatory type and Quantitative method was used.

The present investigation used a data collection data sheet, whose instrument will be applied to a population comprised of 25 patients with physical rehabilitation problems, and collect the required data from patients, in order to analyze electromyographic signals of the muscles, external twin and the anterior tibial.

Finally it is observed that the average of the external twin and anterior tibial muscle register, the first have higher voltage product of its greater muscular activity.

Key words: Computer application, recording and visualization of muscles, Openbci-emg device, Electromyography, Surface electrodes, Muscles of the lower extremities, Sensitivity and Specificity.

# ÍNDICE DE CONTENIDOS

	Página
CARATULA.....	i
ASESOR DE TESIS.....	ii
JURADO EXAMINADOR.....	iii
DEDICATORIA.....	iv
AGRADECIMIENTO.....	v
RESUMEN.....	vi
ABSTRACT.....	vii
ÍNDICE DE TABLAS.....	xi
ÍNDICE DE FIGURAS.....	xii
INTRODUCCIÓN.....	xiii
<b>I. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN.....</b>	<b>16</b>
<b>1.1. Planteamiento del problema.....</b>	<b>16</b>
<b>1.2 Formulación del problema.....</b>	<b>17</b>
1.2.1 Problema general.....	17
1.2.2 Problemas específicos.....	17
<b>1.3 Justificación del estudio.....</b>	<b>17</b>
<b>1.4 Objetivos de la investigación.....</b>	<b>18</b>
1.4.1 Objetivo general.....	18
1.4.2 Objetivos específicos.....	18
<b>II. MARCO TEÓRICO.....</b>	<b>19</b>
<b>2.1 Antecedentes de la investigación.....</b>	<b>19</b>
2.1.1 Antecedentes Nacionales.....	19
2.1.2 Antecedentes Internacionales.....	25
<b>2.2 Bases teóricas de las variables.....</b>	<b>33</b>
2.2.1 Variable independiente: Aplicativo informático.....	33
<b>2.2.1.1 Matlab.....</b>	<b>34</b>
2.2.1.1.1 Programación orientada a objeto en matlab.....	36
2.2.1.1.2 Application program interface.....	39
2.2.1.1.3 El Array de matlab.....	39
2.2.1.2 Programas y paradigmas de programación y lenguajes.....	40
2.2.1.3 Metodología de Desarrollo.....	46
2.2.1.3.1 Metodologías de desarrollo tradicionales.....	47
2.2.1.3.1.1 Metodología Modular.....	47

2.2.1.3.1.2 Metodología Estructurada.....	50
2.2.1.3.1.3 Metodología Orientada a Objetos.....	51
2.2.1.3.1.4 Metodología Rational Unified Process.....	52
<b>2.2.2 Variable dependiente.....</b>	<b>55</b>
2.2.2.1 Registro y Visualización de la Actividad Muscular de Miembro Inferior.....	55
<b>2.2.2.1.1 Importancia de la colocación de los electrodos.....</b>	<b>57</b>
2.2.2.2 Señales Mioeléctricas.....	58
2.2.2.3 Funciones de los músculos.....	60
<b>2.2.2.3.1 Músculos del miembro inferior.....</b>	<b>61</b>
<b>2.2.2.3.2 Dimensiones.....</b>	<b>62</b>
<b>2.2.2.4 Teorías Complementarias de la Variable Dependiente.....</b>	<b>69</b>
2.2.2.4.1 La Electromiografía.....	69
2.2.2.4.2 Fases Fisiológicas.....	70
2.2.2.4.3 Características de la señal de Electromiografía.....	72
2.2.2.4.4 Utilidad de la Electromiografía.....	74
2.2.2.4.5 Electrodo.....	75
2.2.2.4.6 Electromiografía Invasiva.....	77
<b>2.2.2.4.6.1 Electrodo de Aguja.....</b>	<b>77</b>
2.2.2.4.7 Electromiografía superficial.....	78
<b>2.2.2.4.7.1 Electrodo de Superficiales.....</b>	<b>79</b>
2.2.2.4.8 Fatiga Muscular.....	80
2.2.2.4.9 Arduino.....	82
2.3 Definición de términos básicos.....	91
<b>III MÉTODOS Y MATERIALES.....</b>	<b>93</b>
<b>3.1 Hipótesis de la investigación.....</b>	<b>93</b>
3.1.1 Hipótesis general.....	93
3.1.2 Hipótesis específicas.....	93
<b>3.2 Variables de estudio.....</b>	<b>93</b>
3.2.1 Definición conceptual.....	93
3.2.2. Definición Operacional.....	94
<b>3.3 Tipo y Nivel de la Investigación.....</b>	<b>95</b>
<b>3.4 Diseño de la Investigación.....</b>	<b>96</b>
<b>3.5 Población y Muestra del estudio.....</b>	<b>96</b>
3.5.1 Población.....	96
3.5.2 Muestra.....	97
<b>3.6 Técnicas de instrumentos de recolección de datos.....</b>	<b>97</b>
3.6.1. Técnica.....	97

3.6.2. Instrumento:.....	97
<b>3.6.2.1 Confiabilidad del Instrumento</b> .....	99
<b>3.6.2.2 Validez del Instrumento</b> .....	99
<b>3.7. Métodos de Análisis de Datos</b> .....	99
<b>3.8. Aspectos deontológicos</b> .....	
100	
<b>IV RESULTADOS</b> .....	102
<b>4.1 Resultados Descriptivos</b> .....	102
<b>4.2 Análisis Comparativo</b> .....	106
<b>4.3 Análisis Inferencial</b> .....	108
<b>V DISCUSIÓN</b> .....	110
<b>REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	118
<b>Anexo 1: Matriz de Consistencia</b> .....	121
<b>Anexo 2: Matriz de Operacionalidad</b> .....	122
<b>Anexo 3: Validación de Instrumentos</b> .....	123
<b>Anexo 4: Instrumento</b> .....	126
<b>Anexo 5: Matriz de Datos</b> .....	128
<b>Anexo 6. Código de desarrollo</b> .....	129
<b>Anexo 7. Solución Tecnológica</b> .....	131

## ÍNDICE DE TABLAS

	Páginas
Tabla 1. Magnitud y ancho de banda de las señales bioeléctricas.....	59
Tabla 2. Señales bioeléctricas censadas a partir de electrodos biopotenciales.....	76
Tabla 3. Características técnicas del Arduino Uno R3.....	84
Tabla 4. Definición Operacional.....	94
Tabla 5. Validación de Expertos.....	99
Tabla 6. Estadísticos: Análisis Descriptivo de la señal del músculo gemelo externo.....	102
Tabla 7. Estadísticos: Análisis Descriptivo de la señal del músculo tibial anterior.....	104
Tabla 8. Comparación entre los valores de los registros de los músculos tibial anterior y el gemelo externo.....	107
Tabla 9. Prueba Shapiro - Wilk – para los registros de los músculos gemelo externo y tibial anterior.....	109

# ÍNDICE DE FIGURAS

	Páginas
<i>Figura 1.</i> Pantalla principal de Matlab.....	35
Figura 2. Los tipos de datos fundamentales en Matlab.....	37
Figura 3. Tipos de lenguajes de programación.....	40
Figura 4. Programa escrito en C.....	44
Figura 5. Línea de tiempo de los lenguajes de programación.....	44
Figura 6. Programación modular.....	49
Figura 7. Programación estructurada.....	50
Figura 8. Programación orientada a objetos.....	52
Figura 9. MyoWare Muscle Sensor.....	56
Figura 10. Salida de las señales electromiográficas en bruto.....	57
Figura 11. Músculos del miembro inferior.....	61
Figura 12. El Bíceps femoral.....	62
Figura 13. El vasto externo.....	63
Figura 14. El recto anterior.....	64
Figura 15. El músculo sartorio.....	65
Figura 16. El sóleo.....	66
Figura 17. Gemelos.....	67
<i>Figura 18.</i> El tibial anterior.....	68
Figura 19. El musculo extensor.....	69
Figura 20. Señal EMGS.....	70
Figura 21. Señales de Electromiograma.....	74
Figura 22. Electrodo aguja.....	78
Figura 23. Electromiografía superficial.....	80
Figura 24. Fatiga Muscular.....	81
Figura 25. La placa Arduino Uno R3.....	82
Figura 26. Esquema de la placa electrónica Arduino Uno.....	86
Figura 27. Esquema dirección de voltaje Arduino Uno.....	87
Figura 28. Jack de alimentación.....	88
Figura 29. Esquema del chip Atmega328P.....	88
Figura 30. Entrono de la programación del Arduino.....	89
Figura 31. Ventana de programación.....	90
Figura 32. Programa para verificar si funciona el Arduino.....	91
Figura 33. Histograma de los registros del músculo gemelo externo.....	103
Figura 34. Visualización de la señal del músculo gemelo externo con sus valores de registro en voltios con respecto al tiempo o número de muestras.....	104
Figura 35. Vista del músculo gemelo externo y su posición en el sistema muscular humano.....	104
Figura 36. Histograma de los registros del músculo tibial anterior.....	105
Figura 37: visualización de la señal del músculo tibial anterior con sus valores de registro en voltios con respecto al tiempo o número de muestras.....	106
Figura 38. Vista del músculo tibial anterior y su posición en el sistema muscular humano.....	106
Figura 39. Comparativa del registro de los músculos gemelo externo y tibial anterior ...	108

## INTRODUCCIÓN

La rama electro-médica o Ingeniería Biomédica está encargada del estudio de la ciencia básica y principio de ingeniería para resolver problemas médicos, tal como el estudio de la electromiografía y sus equipos electromiográficos.

Hoy en día la biomedicina es una disciplina reciente de creación y es una de las ramas de ingeniería electrónica, es ampliamente reconocida un área multidisciplinaria porque involucra varias ramas. Dicho esto, el estudio de la electromiografía es fundamental para este proyecto de investigación, se desarrollará un aplicativo informático capaz de registrar y visualizar las señales mioeléctricas de miembros inferior con un circuito acondicionado, para este caso detectar las señales de los movimientos del miembro inferior, a si dando un aporte de estudios posteriores que servirá a los futuros colegas profesionales.

En nuestro país la electromiografía no está muy difundida, son muy pocas las entidades de salud que tienen estos equipos electromiográficos para realizarse este estudio, para atenderse los pacientes del interior del país con problemas de trastorno del sistema nervioso periférico y los músculos que inervan, tienen que venir a la capital a tratarse, ya que los hospitales y clínicas del interior no cuentan con profesionales ni equipos electromiográficos.

A nivel internacional, la electromiografía está muy difundida como EEUU, Colombia y Chile.

Las investigaciones realizadas en el área de la electromiografía y en sus aplicaciones están siendo difundidas por los mismos fabricantes en el mercado internacional. Por lo tanto, muestran sus productos, aplicaciones y sus proyectos de investigación como aportes a muchos profesionales en la web, se ve el mejoramiento de la ingeniería para futuros profesionales.

Por lo tanto, Los sensores mejoran para dar un óptimo producto, haciendo uso de la tecnología que día a día avanzan a pasos agigantados. Y así logran hacer sistemas para beneficiar a la sociedad humana.

Esta investigación está desarrollada en siete capítulos los cuales se detallan a continuación:

En el Capítulo I, Presentamos el planteamiento del problema donde se detallan la problemática en nuestro país del poco conocimiento del dispositivo OPENBCI-EMG y de la Electromiografía. Encontraremos también la formulación general y específica donde se enfoca la influencia que existe entre las variables: Aplicativo Informático y Registro y visualización de la actividad muscular de miembro inferior usando dispositivo openbci-emg, así como la justificación siendo el resultado de esta investigación fuente de información para los futuros investigadores y por último los objetivos de la investigación que determina el grado de influencia entre las dimensiones de la variable independiente y la variable dependiente.

Capítulo II. Marco Teórico, se citan los antecedentes de los autores de las tesis nacionales e internacionales, mostrando las conclusiones de cada uno de ellos, producto de sus investigaciones. Se explica las definiciones de la variable independiente, Aplicativo informático y la variable dependiente, Registro y visualización de la actividad muscular de miembro inferior usando dispositivo openbci-emg

Capitulo III. Métodos y Materiales, presentamos las hipótesis generales y específicas donde se busca probar la relación entre las variables de estudio. Para recopilar los datos de la presente investigación se utilizó una ficha técnica de recolección de datos, El instrumento consta de una ficha de registro con datos de cada paciente, fue aplicada a los pacientes del Policlínico Santa Lucia en San Juan de Miraflores en el área de rehabilitación física.

Capitulo IV. Resultados, se presenta en forma detallada el registro de la actividad muscular, así como su análisis aplicado al grupo de músculos que fueron objeto de estudio, mediante técnicas estadísticas.

Capítulo V. Discusión, se muestra que las investigaciones desarrolladas por los tesisistas: Alva Cora, C. A. (2012), Córdova Ricapa, F. (2013), Flores, D. (2015) guardan similitud en sus conclusiones y se identifican con la investigación realizada,

mientras que los autores Mio Zaldívar, R. A. (2014) y Álvarez Herrera, P. D. (2017) discrepan en sus resultados porque mantiene un nivel de efectividad aceptable, por lo tanto, la calidad del proyecto se obtuvo el mismo resultado.

Capítulo VI. Conclusiones, donde se demuestra con el aplicativo informático se puede registrar y visualizar las señales micro eléctricas de los músculos tibial anterior y el gemelo externo, se puede observar estos dos músculos registran valores diferentes porque cada uno no está diseñado a realizar tareas diferentes, se llega a la conclusión, el músculo que realiza mayor trabajo es el gemelo externo en comparación con el tibial anterior, debido a que su actividad muscular se ve reflejado con un valor de voltaje mayor en comparación con el tibial anterior.

Capítulo VII. Se describen las recomendaciones al finalizar la investigación, con énfasis en poder continuar con el desarrollo para futuras soluciones biomédicas.

# **I. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN**

## **1.1. Planteamiento del problema**

Las investigaciones realizadas por los fabricantes de sensores OPENBCI-EMG en el área de electromiografía están siendo difundidas en el mercado internacional. Dichos fabricantes muestran sus productos en la web brindando un listado de proyectos de investigación con muchos aportes y se ve en si el desarrollo de la ingeniería. Quiere decir, los sensores, se mejoran para dar un mejor producto y haciendo uso de la tecnología que día a día avanzan a pasos agigantados. Y así logran hacer sistemas para beneficiar a la sociedad humana.

En el presente, existe gran cantidad de posibilidades aplicativas para la electromiografía, por ejemplo, para la rehabilitación para personas con cierto tipo de lesiones, para el diagnóstico de enfermedades neuronales y neuromusculares o también se puede usar para mejorar su rendimiento deportivo.

Sin embargo, una de las razones la electromiografía no está muy difundido en nuestro país, esto conlleva el desconocimiento de los equipos de electromiográficos y de sus aplicaciones, para adquirir uno de ellos habría que importarlos.

En el Perú, no se cuenta con suficientes equipos electromiográficos capaz de cubrir las necesidades de los pacientes. Por su elevado costo en el mercado internacional, solo algunos hospitales y clínicas particulares (Clínica Internacional, Ricardo Palma) cuentan con estos equipos, en el interior de nuestro país no cuentan con estos equipos, ya que para tratarse tienen que venir a la capital, por lo tanto, le generan más gastos al paciente.

En la actualidad, en el Perú los estudiantes para especializarse en esta rama de electromiografía, tienen que irse al extranjero como Colombia, Chile o EE.UU., de esta manera puedan capacitarse y puedan dar un buen tratamiento a los pacientes con problemas de rehabilitación física.

En este proyecto se utilizará para la defensa de mi tesis, el siguiente dispositivo MyoWare Muscle Sensor por su costo accesible al usuario, donde se

podrá controlar el movimiento de los músculo con la ayuda de un aplicativo informático y circuito acondicionado con algunos electrodos de superficie, se podrá Registrar y visualizar las actividades eléctricas generadas por los músculos esqueléticos cuando realizan algún tipo de movimiento muscular. Esta señal obtenida puede ser utilizada y controlada por diversos dispositivos como prótesis.

## **1.2 Formulación del problema**

### **1.2.1 Problema general**

¿Cómo influye el aplicativo informático en el registro y visualización de la actividad muscular de los miembros inferiores?

### **1.2.2 Problemas específicos**

¿El aplicativo informático como ayudaría al registro la actividad muscular de los miembros inferiores?

¿El aplicativo informático como ayudaría a la visualización de la actividad muscular de los miembros inferiores?

## **1.3 Justificación del estudio**

En la actualidad, la electromiografía en nuestro país no es muy difundida y lo que se pretende en este proyecto, que tengan un mayor conocimiento acerca de la electromiografía y de los equipos electromiográficos.

En el presente trabajo de investigación: Aplicativo Informático de Registro y visualización de actividad muscular de miembro inferior usando dispositivo OPENBCI-EMG con electrodos de superficie, acondicionado con un circuito como interface a un equipo de cómputo, se pretende dar un aporte de estudios posteriores a los futuros profesionales, y a la vez ayudar a las personas con problemas de lesiones musculares en las comunidades lejanas de nuestro país.

En nuestro país, uno de los principales problemas, es la escasa difusión de la electromiografía y de sus equipos electromiográficos, si tuviéramos mayor difusión en las entidades médicas y universitarias, todo esto conllevaría a un mayor conocimiento del estudio de la electromiografía y dar una mejor atención a la comunidad.

De tal forma, se podrían contar con equipos electromiógrafos en hospitales y clínicas tanto en Lima como en provincia, de esta manera las personas contarían con una herramienta tecnológica fiable.

En la actualidad hay muchos estudios para tratar los músculos inferiores y se han propuesto diferentes formas de terapias y rehabilitaciones que se realizan, pero son muy pocos los estudios realizados de prototipos utilizando sensores y electrodos de bajo costo; en este sentido esta investigación analiza la propuesta de implementar el dispositivo de este prototipo en todos los hospitales a nivel nacional y en el interior de país; para facilitar el tratamiento a los pacientes con problemas neuromusculares.

El objetivo principal de esta tesis, es desarrollar un aplicativo informático, que registre en forma eficiente las señales eléctricas producidas al momento que hay movimiento de los músculos, y además, se busca que el equipo cumpla con los requisitos técnicos económico.

## **1.4 Objetivos de la investigación**

### **1.4.1 Objetivo general**

Determinar cómo influye el aplicativo informático en el registro y visualización de la actividad muscular de los miembros inferiores.

### **1.4.2 Objetivos específicos**

Demostrar que el aplicativo informático ayudaría en el registro de la actividad muscular de los músculos en los miembros inferiores.

Demostrar que el aplicativo informático ayudaría en la visualización de la actividad muscular de los músculos en los miembros inferiores.

## II. MARCO TEÓRICO

### 2.1 Antecedentes de la investigación

#### 2.1.1 Antecedentes Nacionales

Alva Coras, Carlos Arturo. (2012). *Procesamiento de señales de electromiografía superficial para la detección de movimiento de dos dedos de la mano*. Universidad Ricardo Palma.

Conclusiones:

Primero.

Se diseñó un sistema electrónico el cual es capaz de discriminar entre la flexión del dedo meñique y pulgar de la mano. El error obtenido se encuentra al inicio de las muestras dado que es necesario contar con un entrenamiento previo. Se concluye que debido a la simplicidad de la comparación de umbrales de las envolventes de los dos canales sEMG, es posible determinar que dedo(s) se llegó a flexionar según los resultados.

Segundo:

Se realizó en primera instancia un filtraje analógico que limite la banda de trabajo y reducir la componente de 60Hz para ambos canales. Además, se usó filtros de primer orden a fin de contar con pocos componentes pasivos. Para todo el diseño análogo se separó las etapas usando amplificadores operacionales. En resultado, se obtuvo la señal sEMG limitada en banda de frecuencias y atenuada en el ruido de inducción eléctrica.

Tercero:

Debido al uso de filtros de bajo orden en la etapa analógica, se implementó filtros digitales a fin de contar con una selectividad mejor en los filtros. Se concluye que utilizando la topología de filtros IIR forma directa II y ubicándolos en cascada, simplifica considerablemente el algoritmo de programación permitiendo el uso de múltiples etapas tal como se detalla en el diagrama de bloques.

Cuarto:

La discriminación de movimiento de los dedos meñique y pulgar de la mano fue posible al usar de un algoritmo de comparación de umbrales, siendo el error obtenido no mayor a 5% para un total de 100 muestras. Los movimientos de los dedos son corroborados por la gráfica de las señales rectificadas en uso de los registros de la respuesta de cada canal tal como se detalla.

Quinto:

Utilizando los LED de la tarjeta TMS320C6713, fue posible contar con la respuesta en tiempo real, el cual indica que dedo se llegó a flexionar. Se concluye que es factible aplicarlo a un robot para la manipulación de actuadores con el fin de contar con una herramienta que excite en función a la actividad muscular, para el caso, de los músculos involucrados en la flexión de los dedos de la mano.

Álvarez Herrera, P. D. (2017). *“Influencia de la retroalimentación visual en el control de una interfaz cerebro computador mediante imaginación motora”*. Pontificia Universidad Católica.

Conclusiones:

Primero:

Se aprecia una diferencia entre las exactitudes de clasificación de los grupos “Manos Robóticas” y “Animación”. Esta diferencia es de  $0.79 - 0.70 = 0.09$  cuando se usan ensayos de 4 segundos y de  $0.71 - 0.64 = 0.07$  cuando se usan intervalos de 1 segundo, ambas a favor del grupo “Manos Robóticas”.

Segundo:

Estos resultados indican que la retroalimentación mediante manos robóticas influye positivamente en mayor medida que la retroalimentación mediante animación, sin embargo, estos resultados deben ser validados con una cantidad mayor de sujetos. Una razón para esta diferencia podría ser que las manos robóticas usadas son más semejantes a las humanas que las manos de animación, que tienen una apariencia metálica y rígida, y por ello facilitarían el proceso de imaginación motora.

Tercero:

Las diferencias por grupo entre las sesiones de selección y las sesiones con retroalimentación son de 0.04 para el grupo “Manos Robóticas”, 0.02 para el grupo “Animación” y de 0.00 para el grupo “Barra”. Estos resultados se condicen con los encontrados en, donde los valores de ERD tienen un mayor aumento en el grupo de retroalimentación “Congruente”, seguido por el grupo “Incongruente”, y en tercer lugar, el grupo “Barra”. Lo anterior sugiere que una retroalimentación visual más natural o realista genera mejores resultados en el control de un sistema BCI mediante imaginación motora.

Cuarto:

Las exactitudes de clasificación individuales indican grandes diferencias entre los participantes al momento de controlar la Interfaz Cerebro Computador. Esto demuestra la gran diversidad entre los individuos al generar Desincronización y Sincronización Relacionada a Eventos (ERD/ERS).

Quinto:

En los resultados se observa claramente que las exactitudes de clasificación son mayores cuando se utilizan los ensayos de 4 segundos a diferencia de cuando se utilizan intervalos de 1 segundo. Esto se debe a que los ensayos completos por durar más tiempo, contienen mayor información sobre el tipo de imaginación motora que se está realizando (imaginación de mano izquierda o de derecha).

Córdova Ricapa, F. (2013). *Desarrollo de un sistema para la evaluación de la actividad muscular mediante electrodos de superficie*. Pontificia Universidad Católica.

Conclusiones:

Primero:

En la presente tesis se logró desarrollar un sistema capaz de evaluar la actividad muscular de las extremidades superiores (bíceps, tríceps, flexor del antebrazo) e inferiores (gemelos) mediante el uso de electrodos de superficie. Asimismo, se

logró analizar e interpretar las señales obtenidas durante la contracción de estos músculos.

Segundo:

El circuito de acondicionamiento análogo desarrollado en este trabajo, la etapa de amplificación, filtrado y amplificación y acondicionamiento, mostró ser adecuado para las señales EMG medidas. Se pudo observar que el ruido fue reducido de las señales de interés, aproximadamente 1mV, logrando obtener señales con una relación señal a ruido de aproximadamente 72dB, de manera que puedan ser analizadas y tratadas posteriormente.

Tercero:

El circuito de alimentación diseñado fue capaz de alimentar de forma adecuada todas las partes del sistema desarrollado de tal manera que estas funcionen adecuadamente.

Cuarto:

Las etapas de digitalización, comunicación y la interfaz desarrollada en Matlab hicieron posible mostrar los datos obtenidos durante la contracción muscular de tal manera que estos puedan ser analizados posteriormente. Por otro lado, al comparar las gráficas obtenidas en el software desarrollado con lo obtenido en el osciloscopio, se pudo notar que existe una pérdida de información, sin embargo, de las pruebas realizadas se puede observar que la señal muestreada es adecuada para un futuro análisis de la misma.

Quinto:

A raíz de los ensayos realizados a diferentes personas y con diferentes cantidades de pesos, se pudo concluir que las señales EMG varían, tanto en relación al músculo del cual se está adquiriendo la señal como al tipo de paciente al que se le está realizando el estudio, es decir, dependiendo del estado físico de la persona, su contextura y la periodicidad con que realiza ejercicios físicos.

Mio Zaldívar, R. A. (2014). *Diseño de un exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior accionado por una interfaz cerebro-máquina*. Pontificia Universidad Católica.

Conclusiones:

Primero:

Es posible, con el uso de una interfaz cerebro-computadora no invasiva, identificar con alta fiabilidad un único pensamiento consciente como el de mover el brazo y accionar un mecanismo por medio de la transformación y transmisión de la señal.

Segundo:

Se pudo lograr el diseño con tres grados de libertad rotacionales con restricciones en sus rangos, lo cual es suficiente para emular un número aceptable de actividades de la vida diaria.

Tercero:

El costo total del prototipo hace que se sitúe en un punto medio entre los equipos más simples (con un solo grado de libertad en el codo, como el Titan Arm) y los que poseen mayor número de funciones y grados de libertad (como el Armin). Por lo tanto, es posible afirmar que el costo alcanzado en el diseño del equipo sí se corresponde con sus capacidades.

Cuarto:

El diseño mecánico basado en poleas y cables presenta grandes ventajas en cuanto a la posibilidad de transmisión de movimiento a distancias que por otro medio (como los engranajes) elevaría el peso y volumen del mecanismo.

Quinto:

Prueba de esto es que la parte móvil pesa solamente 1.845 kg. La desventaja es que el control se vuelve complicado al solo poder manejar el movimiento cuando los cables están en tensión.

Sexto:

La variabilidad de pesos y tallas entre usuarios es un gran obstáculo en el diseño de equipos de uso sobre el cuerpo, como los exoesqueletos. Es posible alcanzar un diseño que se adapte al mayor porcentaje de personas del público objetivo, pero conforme más adaptativo y versátil sea el equipo, más aumenta su costo debido a los mecanismos adicionales que requiere.

Séptimo:

A pesar de ser compacto el diseño y muy bajas las cargas (solo soporta el peso del exoesqueleto y del brazo del usuario), la fuerza necesaria para el movimiento se incrementa considerablemente debido a que los brazos de palanca para los torques que impulsan el giro de los acoplamientos son de dimensiones pequeñas, lo cual es consecuencia de que las poleas fueron colocadas muy cerca a los acoplamientos. Para contrarrestar esto, se podría tener un brazo de palanca mayor y menores solicitaciones de fuerza si se colocan poleas más alejadas de los acoplamientos, al costo de aumentar el volumen de las carcasas que los contienen y que los cables de transmisión, soportes y las mismas poleas estén más expuestos al usuario.

Flores Celis, Diana Katherine. 2015. "*Software interactivo controlado por un sistema electromiográfico para mejorar la comunicación en pacientes con parálisis cerebral infantil en el hogar clínica San Juan de Dios*". Tesis de pregrado, Universidad Católica Santo Toribio de Mogrovejo.

Conclusiones:

Primero:

Nuestra conclusión es que se ha cumplido con los objetivos trazados en el proyecto, ya que en el capítulo anterior podemos observar los cambios positivos que se han logrado gracias a la aplicación de este Software Interactivo controlado por un Sistema Electromiográfico para mejorar las capacidades de comunicación.

Segundo:

Pues los pacientes han mostrado un incremento en su grado de independencia, lo que ha significado un avance de Grave a Moderado, el tiempo de la Terapia de Lenguaje ha aumentado ya que el tiempo de uso del Software es un reforzamiento a estas sesiones sin necesidad de aumentar la cantidad de especialistas. Asimismo, además de las herramientas de comunicación brindadas por el terapeuta tenemos un instrumento más que constituye una Tecnología del Habla que brinda al paciente la oportunidad de transmitir sus necesidades a través de un Software Interactivo que vence la barrera de la incapacidad de un movimiento completo de sus manos.

Tercero:

Por otro lado, se cumplió con el análisis, diseño, desarrollo, prototipado y lanzamiento del software interactivo de manera adecuada y alineada a lo planteado por la metodología MPIU+A. Lo cual permitió implementar un sistema orientado completamente al usuario.

Cuarto:

Finalmente, podemos concluir que se ha logrado construir una herramienta de comunicación que responde a las necesidades de un paciente con PCI sirviendo a la vez de apoyo al trabajo del terapeuta, constituyendo a la vez un medio de aprendizaje.

### **2.1.2 Antecedentes Internacionales.**

Según, González, C, Pérez, N, Salas, M & Sierra, S. (2014) en su trabajo de *“Análisis electromiográfico a nivel de rodilla durante el gesto de subir escaleras, analizado en sujetos sanos con y sin dolor muscular inducido: un estudio experimental”* Tesis de grado. Universidad Andrés Bello, Santiago, Chile. pág. 88 - 89.

Conclusiones:

Primero:

En el presente estudio se presentó la siguiente interrogante, ¿Cuál es el patrón de activación muscular evaluado mediante electromiografía, en estudiantes universitarios entre 18 y 25 años, comparando sujetos con y sin dolor inducido, durante el gesto motor de subir escaleras, analizado en la UNAB durante los meses Noviembre – Diciembre del 2013? Para dar respuesta a esta interrogante se caracterizó la actividad electromiográfica de extremidad inferior, en adultos con y sin dolor muscular inducido a nivel de rodilla, durante el gesto motor de subir escaleras, donde se obtuvieron los porcentajes de activación, la amplitud de la señal y el perfil de activación.

Segundo:

En cuanto a los porcentajes de activación electromiográficos se realizó un promedio de estos para cada músculo y condición (control y experimental), se logró verificar que para 3 de los músculos evaluados, Vastus Lateralis, Bíceps Femoris y Gastrocnemius Medialis los porcentajes de activación del grupo experimental fueron mayores a los del grupo control, sin embargo, para el músculo Rectus Femoris sucedió lo contrario. Analizando la hipótesis mediante la prueba t se logró verificar la  $H_{i1}$ , ya que el valor t para cada músculo se ubica fuera de los valores críticos, con un p menor a 0.05.

Tercero:

En relación a la amplitud de la señal se logró verificar que para tres de los músculos evaluados, Rectus Femoris, Vastus Lateralis y Bíceps Femoris, la amplitud del grupo experimental fue mayor a la del grupo control, sin embargo para el músculo Gastrocnemius Medialis sucedió lo contrario. Al analizar la  $H_{i2}$  mediante la aplicación de la prueba t, esta es aceptada, ya que el valor t para cada músculo se ubica fuera de los valores críticos. Rechazando así la  $H_{o2}$ , puesto que el valor p para los cuatro músculos fue menor a 0.05.

Cuarto:

En lo que concierne al perfil de activación, se obtuvo tras realizar un promedio de estos, obteniendo así patrones cíclicos de la actividad muscular durante el gesto motor de subir escaleras.

Quinto:

Finalmente, se obtuvieron diferencias significativas entre ambas variables al comparar el grupo control con el grupo experimental. Por lo tanto, según el análisis expuesto anteriormente se dio respuesta al patrón de activación muscular entre sujetos con y sin dolor inducido durante el gesto motor de subir escaleras. De esta forma, se podría utilizar el análisis expuesto en el presente estudio como una referencia al alcance de cualquier profesional del área de la salud, para poder enfrentarse al dolor de rodilla, en el contexto del gesto en análisis.

Sexto:

Las limitaciones de este estudio estuvieron en la dificultad para encontrar recursos bibliográficos relacionados a las fases del ciclo de subir escaleras, especificando porcentajes y musculatura activada, ya que los documentos recolectados no son claros en relación a este aspecto.

Séptimo:

Para futuros estudios, sería recomendable considerar ambas extremidades, para así poder realizar un análisis más completo en cuanto a las compensaciones, efectos de sobrecarga y disminución en el movimiento. Además, sería aconsejable realizar un análisis cinemático complementario, con el fin de explorar las diversas variables de este dominio que podrían fortalecer el conocimiento del dolor. Por otro lado, consideramos que este estudio deja las puertas abiertas para que futuros colegas sigan la misma línea de investigación, y así poder tener más evidencia sobre cuál es el comportamiento motor en términos electrofisiológicos, en el contexto funcional que se plantee.

Según Hoyos, H. (2014). En su proyecto de investigación de *“Patrones de actividad muscular en miembros inferiores durante la marcha humana bajo condiciones de alivio de carga corporal”*. Tesis de grado, Pontificia Universidad Javeriana, Bogotá, Colombia. p.46 - 47, llega a lo siguiente:

Conclusiones:

Primero:

El resultado de la experimentación bajo condiciones normales y bajo la influencia del dispositivo IBWS desarrollado en Pontificia Universidad Javeriana, para las pruebas desarrolladas por el sujeto experimental, que éste sistema de alivio de peso ejerce cierta influencia en el patrón de actividad muscular de las señales electromiográficas del miembro inferior instrumentado, lo cual es evidente en el aumento de la amplitud en las fases de mayor activación del ciclo de la marcha para los músculos glúteo medio, recto femoral y vasto lateral, junto con la disminución en la amplitud en las fases de mayor activación del músculo Gastrocnemio medial. Una respuesta un tanto similar (para la prueba de 0 % de descarga de peso corporal en el dispositivo IBWS) se había observado por [3], [4] durante los ciclos de la marcha, ya que de forma consecuente se obtuvieron perfiles con mayor actividad integral para ciertos músculos en las pruebas bajo el dispositivo IBWS y para otros músculos se obtuvo registros de actividad integral menor a los adquiridos en condiciones de caminata normal.

Segundo:

Es relevante encontrar, que para ciertos músculos en las fases de mayor actividad muscular, la información relacionada con las pruebas de alivio de peso corporal para las descargas de 20 % y 30 % presentan los menores niveles de activación, lo que evidentemente podría llegar a ser un indicativo de menor exigencia del músculo como consecuencia de la asistencia correcta ofrecida por el dispositivo IBWS. La anterior sentencia podría ser errónea si se considerase que para las mismas fases de la marcha se presentase una activación muscular en otros músculos, superior a la relacionada a las otras pruebas de experimentación (en

condiciones normales y con alivio del 0 % y del 10 %), pero para las pruebas recolectadas dicha situación no se presentó.

Tercero:

Otra de las características de los patrones de activación de las señales EMG recolectadas que resulta de interés es la influencia del dispositivo IBWS en el momento de iniciación de la actividad muscular principal, esto se puede reconocer al observar que las señales electromiográficas obtenidas en condiciones normales comenzaban su fase de mayor activación antes que las señales obtenidas en condiciones de asistencia.

Cuarto:

La influencia de la velocidad se puede observar claramente en el patrón característico de angulación de la rodilla, puesto que a mayor velocidad se observó un mayor nivel de angulación para la articulación para todas las condiciones de caminata normal y alivio de peso corporal en el dispositivo IBWS. Respecto a la influencia en las señales electromiográficas teniendo en cuenta el limitado rango de velocidades probadas (0,6 a 0,9 m/s), no se observaron diferencias estadísticamente significativas en la magnitud de las señales EMG para los músculos evaluados en cada una de las siete fases del ciclo de la marcha.

Quinto:

Para trabajos futuros se aconseja aumentar la frecuencia de muestreo a 1000 samples/s, ya que éste es un estándar que se exige para la documentación y postulación de temáticas de este tipo que involucran señales EMG superficiales. Teniendo en cuenta que las pruebas realizadas sólo se obtuvieron de un sujeto experimental, sería recomendable repetir la experimentación con varios individuos, de forma que se puedan llegar a consideraciones más generales. Además, como el dispositivo IBWS es un prototipo experimental, se hace imperioso un entrenamiento de sensibilización adecuado para todo aquel que pretenda ejecutar las pruebas mencionadas, ya que durante el estudio implementado fue apreciable la incomodidad a la que se somete el sujeto durante las pruebas con alivio de carga,

reconociendo que el sólo hecho de caminar adecuadamente con una extremidad instrumentada no es una actividad totalmente placentera.

Sexto:

Otra recomendación para el estudio de la electromiografía durante la marcha humana en condiciones de alivio corporal incluiría la utilización de plantillas de presión plantar para la extracción de información como la fuerza de reacción del suelo, la distribución de presión a lo largo de las fases de la marcha, entre otras.

Según Cifuentes, I. (2010). En su trabajo en su investigación de "*Diseño y construcción de un sistema para la detección de señales electromiográficas*". Tesis opción al título, Universidad Autónoma de Yucatán, Mérida, México, p. 96 - 97. Llego a las siguientes conclusiones:

Primero:

Hasta ahora se ha completado la adquisición de las señales de EMG usando electrodos secos de superficie de Acero inoxidable; se construyó un dispositivo de registro de potenciales de acción muscular de dos canales, teniendo de esta manera los registros de dos músculos a la vez. Esta información además se digitaliza y se entrega en forma paralela. Estos datos pueden pasarse en el futuro posiblemente a una red neuronal para que sean aprendidos por este dispositivo, de esta forma un movimiento sería descrito por la actividad mioeléctrica de un par de músculos: Por ejemplo, para el movimiento de flexión, extensión, pronación y supinación se tendrá la información del músculo bíceps y tríceps.

Segundo:

Este sistema es la base para una posible aplicación en una prótesis inteligente, sin embargo, su utilidad se podría extender a otros usos, tales como exoesqueletos robóticos, simulaciones en 3D para una interface de usuario tele operado, entre otras. La meta final de este prototipo a largo plazo es tener una prótesis inteligente que se adapte al usuario y no viceversa, haciendo más fácil el proceso de adaptación clínico y reduciendo el costo para que pueda estar al alcance de la mayoría de la población.

Según Nacho, R. (2016). “*Sistema de control domótico basado en arduino, aplicación móvil y voz*”. Tesis de grado, Universidad Mayor de San Andrés, La Paz, Bolivia, p., 68. Determino las siguientes conclusiones:

Primero:

Se logró diseñar e implementar un sistema de control domótico basado en Arduino con una aplicación que por comandos de voz se maneje algunos elementos de una vivienda y así cumplir nuestro objetivo general.

Segundo:

En cuanto a los objetivos específicos planteados en el trabajo de investigación a continuación se describe el grado de cumplimiento de cada uno de ellos.

Se desarrolló una aplicación móvil en Android.

Tercero:

Se controlan luces, puertas, ventilador y alarma por medio de un teléfono móvil inteligente a través del Bluetooth.

Cuarto:

Se recibe datos por medio de Bluetooth y se procesa a través de Arduino.

Quinto:

Se integraron los elementos software, hardware y aplicaciones móviles satisfactoriamente.

Sexto:

Se probó y evaluó el funcionamiento del prototipo de sistema de control domótico.

Séptimo:

Se desarrolló una interfaz de control sencillo para el usuario de manera que sea auto suficiente.

Octavo:

Se brinda el confort que ayude al usuario a no realizar movimientos de búsqueda de interruptores con el simplemente accionar de un dispositivo.

Según Lazcano. G, & Santiago, G. (2014). En su trabajo de investigación de *Diseño y construcción de sistema de electromiografía no invasiva para estudios maxilofaciales* (tesis de pregrado). Universidad Nacional Autónoma, México D.F., México, p. 56 – 58, llego a las conclusiones:

Primero:

Para el desarrollo de un EMG es fundamental tener conocimientos básicos de fisiología, esto nos permite comprender el proceso de transmisión de las señales eléctricas en el sistema muscular las cuales producen el movimiento del cuerpo y la ubicación de los músculos implicados en nuestro estudio, lo que nos permitió elegir una correcta ubicación de los electrodos para los músculos en nuestro estudio.

Segundo:

El EMG es un aparato sensible al ruido externo, debido a esto surgió la necesidad de utilizar filtros para obtener la señal más clara posible y libre de ruido, se implementó un filtro paso bajas a 3KHz, un el filtro rechaza banda (Notch) a 60 Hz, este ruido ocasionado por la red eléctrica.

Tercero:

Para la digitalización de la señal y su transmisión se utilizó un PIC 18F2455 ya que es de bajo costo, bajo consumo energético y posee un módulo interno USB, esto reduce el tamaño del EMG y su costo ya que no se utiliza un dispositivo adicional, este fue configurado para establecer comunicación con la computadora utilizando el protocolo USBUART que simula un puerto serial en la computadora y permite la transmisión y recepción de datos, este protocolo fue elegido gracias a la compatibilidad con interfaz en Labview, y su velocidad de transmisión es aceptable.

Cuarto:

El software implementado fue desarrollado mediante un ambiente gráfico en Labview, debido a que es sencillo y de fácil comprensión para el usuario, para las primeras pruebas se utilizó como referencia la señal cardiaca ya que es un patrón conocido, además de que se efectuaron ajustes para comprobar el uso de los 4 canales en forma simultánea asignándole a cada uno un color diferente.

Quinto:

Posibles mejoras a futuro:

Utilizar elementos de montaje superficial con placa fenólica a doble cara lo que permitiría reducir tamaño, peso y proporcionarle una mayor portabilidad además de incluir los PIC más recientes con menor consumo de energía, 16 bits y con una mayor tasa de muestreo para lograr analizar señales de mayor frecuencia y con mejor resolución, utilizar un medio de transmisión inalámbrico con conectividad a dispositivos móviles como los Smartphone o tabletas.

Sexto:

En el aspecto de la interfaz gráfica se pueden incluir más opciones como el análisis de la señal en frecuencias, generar un archivo con datos del paciente y sus resultados que pueda ser transmitido a diversos dispositivos y así llevar un mejor control.

## **2.2 Bases teóricas de las variables**

### **2.2.1 Variable independiente: Aplicativo informático**

Según, Juganaru Mathieu, Mihaela. (2014) "Introducción a la Programación" primera edición, México DF, México: Grupo Editorial Patria. p.5.

Un aplicativo informático se define como un conjunto de instrucciones que, una vez ejecutado, realiza una o varias tareas en una computadora. De esta forma, sin programas, una computadora no puede realizar las actividades para las que fue diseñada y creada.

### 2.2.1.1 Matlab

De los Santos, P. (2016). *Programación en matlab, fundamentos y aplicaciones*. Guanajuato, México: Leanpub. p., 1- 2.

Según el autor define a Matlab de la siguiente manera: es un lenguaje de programación de alto nivel y entorno de desarrollo interactivo, utilizado numerosas aplicaciones de carácter técnico y científicas. Matlab permite realizar adquisición y análisis de datos, desarrollo de algoritmos computacionales, creación y simulación de modelos físicos y la visualización gráfica de procesos determinados. Entre los campos de uso de Matlab se incluyen el procesamiento digital de señales, audio, imágenes y vídeo, sistemas de control, finanzas computacionales, biología computacional, redes neuronales, etc.

Características del lenguaje:

- Interpretado: Esta característica le convierte en un lenguaje no muy apto para aplicaciones donde la rapidez de ejecución sea crítica, pero esto mismo facilita la depuración de errores y permite un tiempo de desarrollo reducido en comparación a los lenguajes compilados tradicionales como C/C++.
- Tipado dinámico: No es necesario declarar el tipo de variable a utilizar, Matlab reconoce de forma automática el tipo de dato con el que trabajará, aunque claro que es posible declarar un tipo de dato de forma explícita utilizando las funciones de conversión adecuadas.
- Multiplataforma: Está disponible en las siguientes plataformas: Windows, GNU/Linux y Mac OS.
- Multiparadigma: Soporta programación imperativa, funcional y orientada a objetos.

Descripción del entorno de desarrollo

En la figura se distinguen cuatro componentes en el escritorio del entorno Matlab, los cuáles son:

Command Windows: es la ventana de comandos interactiva en la cual deberán introducirse las instrucciones de Matlab, el prompt >> le indica que está listo para recibir instrucciones.

Prompt: se denomina prompt al símbolo o carácter que aparece en una terminal o consola, cuando esta se encuentra en disposición de aceptar un comando de entrada

Current Folder: es la carpeta en la que se está situado, y en la que Matlab buscará y guardará (por defecto) los archivos generados durante la sesión.

Workspace: es la ventana que muestra las variables creadas por el usuario durante la sesión, indicando el nombre, valor y tipo de la misma.

Command History: nos permite buscar comandos introducidos con anterioridad en la ventana de comandos y ejecutarlos nuevamente o copiarlos.

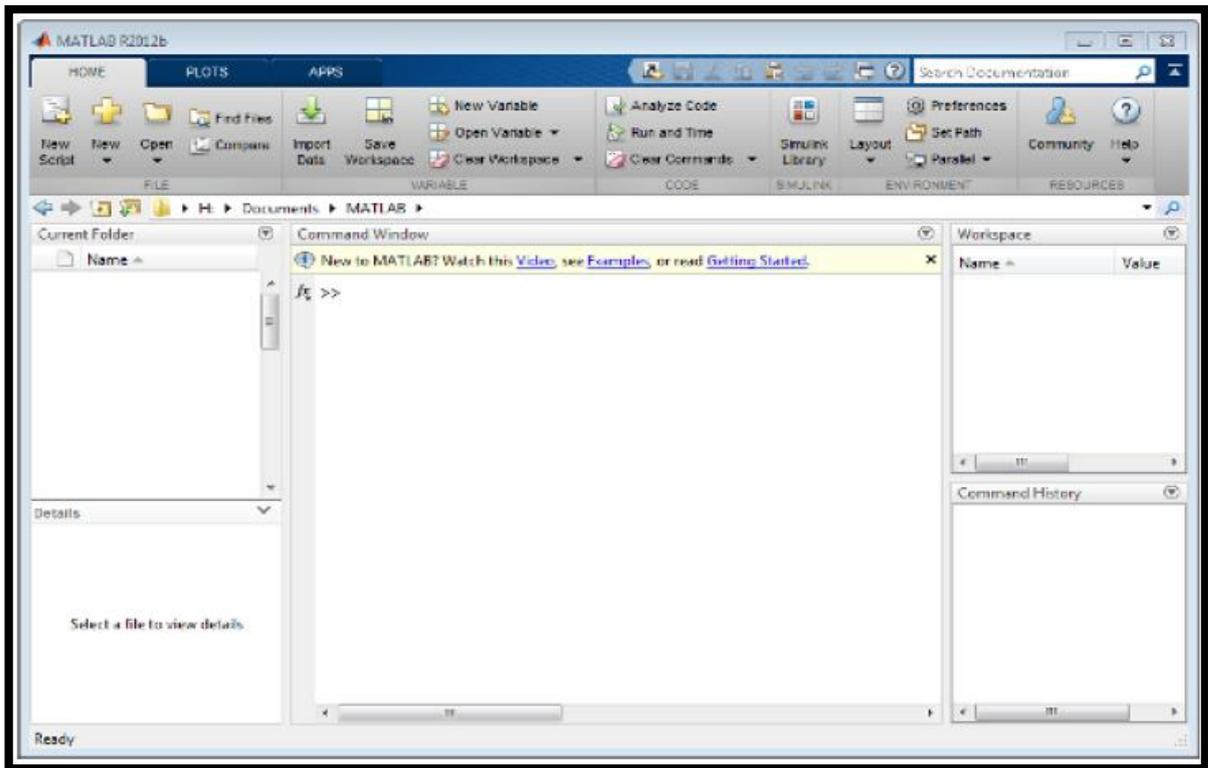


Figura 1. Pantalla principal de Matlab.

Fuente: De los Santos, P. (2016). *Programación en matlab, fundamentos y aplicaciones*. Guanajuato, México: Leanpub. p. 2.

## Comandos básicos y generalidades

Consultar ayuda de MATLAB: Uno de los puntos fuertes de MATLAB es la extensa documentación que viene adjunta al software, la cual contiene múltiples ejemplos y recomendaciones para la mayoría de las funciones. Puede acceder a la ayuda ubicando el ícono característico de ayuda, o bien tecleando la instrucción `doc` en la línea de comandos.

Si requiere una referencia rápida acerca de un comando o función puede utilizar el comando `help` seguido por el nombre la función a consultar, lo anterior le mostrará en la ventana de comandos una descripción breve referente a la función consultada. Por ejemplo, la siguiente línea le permite consultar ayuda rápida acerca del comando `clc`:

1. `help clc`
2. `clc` Clear command window.
3. `clc` clears the command window and homes the cursor.
4. See also `home`.
5. Reference page in Help browser
6. `doc clc`.

### **2.2.1.1.1 Programación orientada a objeto en matlab.**

Según, Universitat Politècnica de Catalunya BarcelonaTech, (2011). Programación avanzada, recuperado de [https://ocw.upc.edu/sites/all/modules/ocw/estadistiques/download.php?file=51427/2011/1/54515/tema\\_6\\_programacion\\_avanzada\\_api-5158.pdf](https://ocw.upc.edu/sites/all/modules/ocw/estadistiques/download.php?file=51427/2011/1/54515/tema_6_programacion_avanzada_api-5158.pdf).

A continuación, se presentará aspectos como la relación entre Matlab y la programación orientada a objetos, la interface de comunicación con otros lenguajes, programas de aplicación (API) y la comunicación con elementos de hardware.

Clases en Matlab: Los tipos de datos fundamentales (clases) en Matlab son los siguientes:

- ✓ double (double-precision floating-point number array),
- ✓ single (single-precision floating-point number array),
- ✓ char (character array),
- ✓ logical (array de valores verdadero y falso),
- ✓ int8 y uint8 (8-bit signed integer array, 8-bit unsigned integer array),
- ✓ int16 y uint16 (16-bit signed integer array, 16-bit unsigned integer array),
- ✓ int32 y uint32 (32-bit signed integer array, 32-bit unsigned integer array),
- ✓ int64 y uint64 (64-bit signed integer array, 64-bit unsigned integer array),
- ✓ cell (cell array),
- ✓ struct (struct array),
- ✓ function\_handle (arreglos de valores para hacer llamadas a funciones).

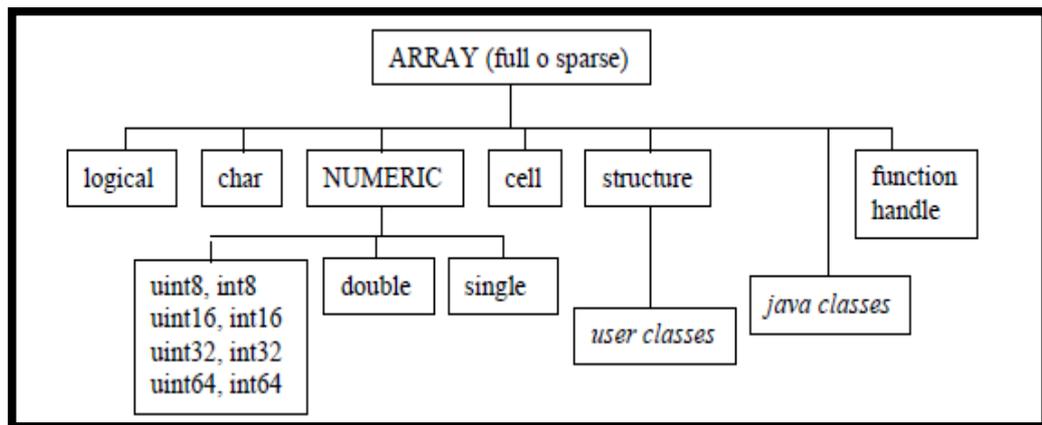


Figura 2. Los tipos de datos fundamentales en Matlab.

Fuente: Universitat Politècnica de Catalunya BarcelonaTech, (2011). Programación avanzada, recuperado de [https://ocw.upc.edu/sites/all/modules/ocw/estadistiques/download.php?file=51427/2011/1/54515/tema\\_6\\_programacion\\_avanzada\\_api-5158.pdf](https://ocw.upc.edu/sites/all/modules/ocw/estadistiques/download.php?file=51427/2011/1/54515/tema_6_programacion_avanzada_api-5158.pdf).

Operaciones: Para cada una de las clases, Matlab define unas operaciones concretas. Por ejemplo, se pueden sumar double's pero no cell's. Se pueden concatenar char's pero no struct's.

**Objetos:** Permite la creación de nuevas clases por parte del usuario y la posibilidad de definir nuevas operaciones para los tipos de datos básicos. Las variables de cada clase (o tipo de datos) se llaman objetos. La programación orientada a objetos (OOP, Object Oriented Programming) consiste en crear y usar dichos objetos.

**Métodos:** En la colección de reglas o ficheros M que redefinen operadores y funciones reciben el nombre de métodos. Las operaciones sobre objetos se especifican por medio de métodos que encapsulan los datos y redefinen (sobrecargan) operadores y funciones. El encapsulado de los objetos impide que ciertas propiedades sean visibles desde la ventana de comandos con lo que para acceder a ellas hay que usar los métodos definidos para la clase.

**Sobrecarga:** Es posible redefinir las reglas internas de una operación o función. Ello recibe el nombre de sobrecargar (overload) y la operación o función resultante se dice que está sobrecargada.

**Directorio de clase:** Son las reglas redefinidas para interpretar operadores y funciones son ficheros M de tipo función que se guardan en los directorios de clase (class directories) del MATLAB de nombre @class (donde class es el nombre de la variable).

**Clases creadas por el usuario:** Para crear una nueva clase, por ejemplo, la clase polinomio hay que crear el directorio de clase @polinomio. Este directorio debe contener como mínimo dos ficheros M de tipo function: polinomio.m y display.m. El primero de ellos es el constructor de la clase mientras que el segundo se usa para visualizar la nueva variable en la ventana de comandos. Aparte de estos dos ficheros habrá que definir ficheros M de métodos que permitan operar con la nueva clase creada.

**Instancia:** Es un objeto que utiliza los métodos que sobrecargan el funcionamiento de los operadores y funciones cuando hay que aplicarlos al objeto considerado.

**Fichero constructor de clase:** Debe llamarse como la clase, es decir, polinomio.m. Debe manejar tres tipos de entradas:

1. Si no se le pasan argumentos de entrada, debe generar una variable vacía;

2. Si el argumento de entrada es de su misma clase debe pasarlo directamente a la salida;
3. Si el argumento de entrada son datos para crear la nueva clase, debe crear una variable de dicha clase. Para ello hay que comprobar que los argumentos de entrada sean válidos y, a continuación, almacenarlos en los campos de una estructura. La nueva variable se crea cuando dichos campos son rellenados y se ejecuta la función class.

#### **2.2.1.1.2 Application program interface.**

Según Universitat Politècnica de Catalunya BarcelonaTech, (2011). Programación avanzada, recuperado de [https://ocw.upc.edu/sites/all/modules/ocw/estadistiques/download.php?file=51427/2011/1/54515/tema\\_6\\_programacion\\_avanzada\\_api-5158.pdf](https://ocw.upc.edu/sites/all/modules/ocw/estadistiques/download.php?file=51427/2011/1/54515/tema_6_programacion_avanzada_api-5158.pdf).

En varias ocasiones puede resultar útil que MATLAB interaccione e intercambie datos con programas externos. Para ello se ha definido su API (application program interface) cuyas principales funciones intercambiar programas escritos en C y Fortran con Matlab (ficheros MEX y Engine), importar/exportar datos hacia/desde Matlab (ficheros MAT) y establecer relaciones cliente/servidor entre Matlab y otros programas. Otras aplicaciones son la comunicación con dispositivos de hardware tales como puertos serie, tarjetas de adquisición de datos o DSPs.

#### **2.2.1.1.3 El Array de matlab.**

Según Universitat Politècnica de Catalunya BarcelonaTech, (2011). Programación avanzada, recuperado de [https://ocw.upc.edu/sites/all/modules/ocw/estadistiques/download.php?file=51427/2011/1/54515/tema\\_6\\_programacion\\_avanzada\\_api-5158.pdf](https://ocw.upc.edu/sites/all/modules/ocw/estadistiques/download.php?file=51427/2011/1/54515/tema_6_programacion_avanzada_api-5158.pdf).

Para comunicar Matlab con otros programas hay que usar el array de Matlab. Cualquier fichero mex, mat o rutina engine ha de acceder a arrays de Matlab. El array es el único objeto de matlab. Todas las variables se almacenan en forma de array de matlab. Todos los escalares y elementos compuestos tales como cadenas de caracteres, vectores, matrices, cell arrays y estructuras, son arrays de matlab.

Los elementos del array pueden ser de cualquier tipo de datos fundamental u otros arrays.

### 2.2.1.2 Programas y paradigmas de programación y lenguajes.

Según, Jugararu Mathieu, Mihaela (2014) “Introducción a la Programación” primera edición, México DF, México: Grupo Editorial Patria. pág. 5 – 9.

El conjunto general de programas que posee una computadora se denomina software, término que se utiliza para definir al equipamiento o soporte lógico de una computadora.

Un programa se escribe con instrucciones en un lenguaje de programación, el cual, a su vez, está definido por su sintaxis, que establece e indica las reglas de escritura (la gramática), y por la semántica de los tipos de datos, instrucciones, definiciones, y todos los otros elementos que constituyen un programa.

Un lenguaje de programación es un caso particular del lenguaje informático; este último permite hacer programas, pero también describir datos, configuraciones físicas y protocolos de comunicación entre equipos y programas.

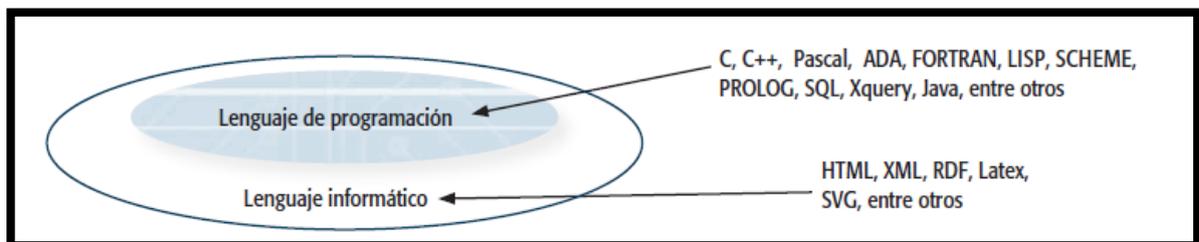


Figura 3. Tipos de lenguajes de programación.

Fuente: Jugararu Mathieu, Mihaela (2014) “Introducción a la Programación” primera edición, México DF, México: Grupo Editorial Patria. p.5

Si un programa está escrito en un lenguaje de programación comprensible para el ser humano, se le llama código fuente. A su vez, el código fuente se puede convertir en un archivo ejecutable (código máquina) con la ayuda de un compilador, aunque también puede ser ejecutado de inmediato a través de un intérprete.

A su vez, un paradigma de programación provee (y determina) la visión y los métodos de un programador en la construcción de un programa o subprograma. Existen diferentes paradigmas que derivan en múltiples y variados estilos de programación y en diferentes formas de solución de problemas:

- Paradigma imperativo. En este paradigma se impone que cualquier programa es una secuencia de instrucciones o comandos que se ejecutan siguiendo un orden de arriba hacia abajo; este único enlace del programa se interrumpe exclusivamente para ejecutar otros subprogramas o funciones, después de lo cual se regresa al punto de interrupción.
- Paradigma estructurado. Este paradigma es un caso particular de paradigma imperativo, por lo que se imponen únicamente algunas estructuras de código, prohibiendo una continuación del cálculo de manera caótica. Por ejemplo, se impone que las instrucciones sean agrupadas en bloques (procedimientos y funciones) que comunican; por tanto, el código que se repite tiene la forma de un ciclo (loop, en inglés), gobernado por una condición lógica.
- Paradigma declarativo. Un programa describe el problema a solucionar y la manera de resolverlo, pero no indica el orden de las acciones u operaciones que se deben seguir. En este caso, hay dos paradigmas principales:
  - Paradigma funcional: Conforme a este, todo se describe como una función.
  - Paradigma lógico: De acuerdo con este, todo se describe como un predicado lógico.

Un problema a resolver se expresa como una llamada de una función o un predicado lógico, y su resolución depende de la descripción introducida en las funciones o los predicados.

- Paradigma orientado a objeto. Existen tres principios fundamentales que gobiernan este tipo de programación:
  - Encapsulación: En este principio se encapsulan datos, estados, operaciones y, en ocasiones, también eventos, en objetos. El código sería ejecutado, entonces, según la ocurrencia de eventos o de creación/destrucción de instancia de objetos.

- Prototipos, clases y herencias: El prototipo y la clase son las abstracciones del objeto; otros prototipos se definen de acuerdo con un prototipo existente.
- Tipificación y polimorfismo: Constituyen la comprobación del tipo con respecto a la jerarquía de las clases.

Paradigma de programación por eventos. Un programa se concibe como una iteración infinita con dos objetivos: detectar los eventos y establecer el cálculo capaz de tratar el evento.

- Paradigmas paralelo, distribuido y concurrente

Un programa no se realiza con una sola unidad de cómputo, sino que emplea varias unidades de cálculo (reales en caso paralelo y distribuido), las cuales pueden ser procesadores o computadoras y/o unidades centrales del mismo procesador. En el caso de este paradigma, el programa se corta en subprogramas o rutinas que se ejecutan de manera independiente sobre otras unidades de cómputo, ya sea de modo síncrono o asíncrono, compartiendo o no la misma memoria.

Un lenguaje de programación puede verificar uno o más paradigmas. Por ejemplo, el lenguaje Java comprueba el paradigma orientado a objetos y el código que compone la parte de métodos de los objetos verifica el paradigma estructurado. Por su parte, el lenguaje de programación de páginas de Internet, JavaScript, funciona/trabaja conjuntamente con las páginas y el servidor del sitio; por tanto, es un lenguaje, inspirado por Java, que comprueba el paradigma de programación orientado a objetos, al tiempo que también funciona según el paradigma de la programación por eventos.

Algunos ejemplos de lenguajes de programación imperativos son: lenguaje máquina, lenguaje ensamblador, C, Fortran, Cobol, Pascal, Ada, C++, C#, Java. A excepción del lenguaje máquina y el lenguaje ensamblador, los otros constituyen lenguajes estructurados.

Entre los lenguajes declarativos más conocidos son: LISP (Scheme), Prolog, SQL, Smalltalk, Datalog. Asimismo, el lenguaje Java también puede ser considerado como un lenguaje declarativo.

Como lenguajes orientados a objetos existen: Simula, C++, Java, C#(.Net), Python.

Históricamente, las primeras computadoras se programaban manualmente (de forma física), cambiando los dispositivos físicos del equipo de cómputo; por ejemplo, la máquina analítica de Charles Babbage, programada por Ada Byron, o la computadora ENIAC.

Al principio, en los albores de la computación, se introdujo el lenguaje ensamblador, que codifica, con códigos literales, las operaciones del procesador, los registros y las direcciones de memoria. En la actualidad, algunas máquinas virtuales aún se pueden programar en un lenguaje ensamblador adaptado. Otro dominio actual, por el cual se utiliza el lenguaje ensamblador, es el desarrollo de interfaces específicas con dispositivos de entrada/salida de los datos. La principal ventaja del lenguaje ensamblador es un código eficaz, muy cercano al lenguaje máquina. En tanto, las principales desventajas o defectos que presenta el lenguaje ensamblador son, en principio, su “verbosidad”, esto es, para escribir cálculos, que parecen simples, se escriben páginas y páginas en el lenguaje ensamblador, y la dificultad de corregir los errores que pueden parecer errores de concepción del programa o errores de compilación.

Un gran avance en materia de programación fue la aparición de los lenguajes de programación de alto nivel, por medio de los cuales se simplificó la escritura de código.

En la siguiente figura 4 se observa un fragmento de un programa escrito en lenguaje C, una parte del código en lenguaje ensamblador y una imagen de la memoria que contiene el código máquina.

```

int main() LFB2:          0x100000f20 <main+4>: 0x0afc45c7 0xc7000000 0x0023f845 0x458b0000
{
  pushq %rbp
int a=10; LCFI0:          0x100000f30 <main+20>: 0xfc4503f8 0xb8f44589 0x00000001 0x25ffc3c9
int b, c; movq %rsp, %rbp 0x100000f40 <dyld_stub_exit+2>: 0x000000f4 0xe51d8d4c 0x41000000
b = 35;   LCFI1:          0xd525ff53
c = a + b; movl $10, -4(%rbp) 0x100000f50 <stub_helpers+12>: 0x90000000 0x00000068 0xffe6e900
return 1; movl $35, -8(%rbp) 0x100000f60:          0x00000001 0x0000001c 0x00000001 0x00000020
}
  movl -8(%rbp), %eax 0x100000f70:          0x00000000 0x00000020 0x00000002 0x00000000
  addl -4(%rbp), %eax 0x100000f80:          0x00000000 0x00000038 0x00000038 0x00001001
  movl %eax, -12(%rbp) 0x100000f90:          0x00000000 0x00000038 0x00000003 0x0003000c
  movl $1, %eax
  leave
  ret

```

Figura 4. Programa escrito en C

Fuente: Juganaru Mathieu, Mihaela (2014) “Introducción a la Programación” primera edición, México DF, México: Grupo Editorial Patria. p.7

En la corta historia de la computación (corta en comparación con otras ciencias y áreas del conocimiento humano), han sido propuestos varios lenguajes, pero solo algunos cuantos han sido utilizados en realidad.

En la figura 5 se observa una lista de lenguajes de programación, ordenados cronológicamente (en azul se destacan los lenguajes de descripción de datos más importantes y el protocolo fundamental de Internet):

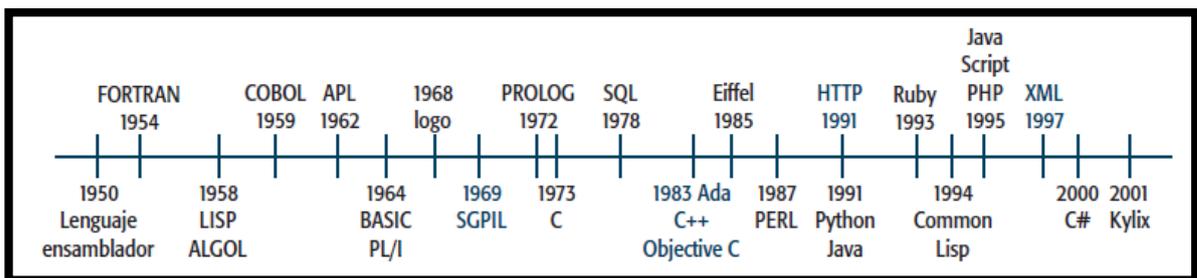


Figura 5. Línea de tiempo de los lenguajes de programación.

Fuente: Según, Juganaru Mathieu, Mihaela (2014) “Introducción a la Programación” primera edición, México DF, México: Grupo Editorial Patria. p.8.

Esta proliferación y riqueza de lenguajes de programación tiene su origen en:

- El importante desarrollo de software, el cual, cada dos años, ofreció un poder de cálculo multiplicado y de almacenamiento de datos por  $n$ , por el mismo precio.
- La diversificación de los campos de aplicación. En un principio, la mayor necesidad de los lenguajes de programación era tratar grandes volúmenes de datos e importantes cálculos numéricos; sin embargo, las necesidades cambiaron, por lo que después aparecieron aplicaciones de inteligencia artificial, de manejo de bases de datos, de tratamiento y de generación de imágenes.
- La teoría de la computación en un amplio sentido. Por ejemplo, los dos casos siguientes:
  - La teoría de Codd, de álgebras relacionales (creada en la década de 1970), que permitió el desarrollo del lenguaje SQL para el manejo de las bases de datos relacionales.
  - El trabajo de MacCarthy (1956) sobre las funciones recursivas, que permitieron el desarrollo del lenguaje LISP.
- Las nuevas metodologías de ingeniería de software. Aquí, lo más importante es el uso extendido del paradigma orientado a objetos.
- La implementación. El uso práctico de un lenguaje permite distinguir las limitaciones de uso e impulsa las nuevas proposiciones para su mejoramiento.

Hoy en día, aún se trabaja en el desarrollo de lenguajes de programación, pero desde dos perspectivas básicas: proponer nuevas soluciones a los problemas actuales y mejorar algunos de los lenguajes actuales, proponiendo nuevos estándares.

En la actualidad, el uso de un lenguaje de programación está condicionado por:

- El conocimiento del lenguaje en cuestión; es decir, su sintaxis y la semántica de los conceptos y las instrucciones que lo componen.
- El tipo de problema a resolver. Por ejemplo, para consultar datos que se guardan en un formato específico en una base de datos o en una base de conocimiento se utilizan, comúnmente, los lenguajes de tipo declarativo, donde

se caracterizan los datos que se esperan en salida, como SQL para la base de datos relacional, PROLOG para la base de conocimiento, XQuery y XSLT para colecciones de datos en el formato XML. En otro ejemplo, para dar las órdenes de instalación de software, es conveniente escribir programas en el shell del sistema operativo.

- El derecho y la posibilidad material de utilizar un compilador o intérprete de dicho lenguaje, ya que estos tipos de software (compilador, taller de desarrollo, intérprete) suelen tener un costo monetario o licencias restrictivas.
- La configuración física que está disponible. Por ejemplo, si está disponible una arquitectura multiprocesador, sería más conveniente utilizar un lenguaje de tipo C o FORTRAN, por medio de los cuales se abstendría de realizarse el cálculo paralelo, o emplear herramientas de paralelización automática. En el caso de que el programa tuviera que explorar y comunicar con una interfaz de un equipo raro, como una máquina de producción o un dispositivo de medición, es preferible escribirlo en un código del lenguaje ensamblador.
- La configuración del software que está disponible o que se impone por la construcción del programa y el uso ulterior del producto final. Por ejemplo, para aprender la programación es mejor iniciar con un lenguaje de alto nivel del paradigma imperativo de tipo C o PASCAL. En el caso de que el destinatario del programa utilizara el sistema operativo de plataforma móvil con sistema MAC OS, las herramientas para desarrollar aplicaciones imponen usar el framework COCOA o XCode y el lenguaje de programación Objective C.

También es posible que al interior de un programa sean introducidas algunas otras funciones de diferente naturaleza, las cuales son escritas en otros lenguajes de programación o en fragmentos de códigos de otro lenguaje (por lo general, en un lenguaje declarativo de interrogación de base de datos). En un proyecto de desarrollo de programa, se elige al menos un lenguaje de programación, pero resulta técnicamente posible elegir otro u otros lenguajes.

### **2.2.1.3 Metodología de Desarrollo.**

Godoy Álvarez D. A., & Taype Calderón, R. S. (2015). *Modelos de aceptación de metodologías de desarrollo de software*. Universidad Peruana de Ciencias Aplicadas. (UPC).

Es definido como un conjunto de documentos de políticas, procesos y procedimientos que forman parte de un marco de trabajo usado por los equipos de desarrollo para estructurar, planificar y para controlar el proceso de desarrollo de software, optimizándolo mediante el aumento de la productividad del personal de tecnologías de información y una mejora de la solución o producto de software final. Bajo este concepto, la adopción de una Metodología de Desarrollo de Software (SDM) podría considerarse un factor crítico en el desarrollo y evolución de las empresas desarrolladoras que no solo obtienen beneficios en la estructuración y organización de sus procesos de desarrollo sino que logran optimizarlos para aumentar la producción y el nivel de calidad de los productos desarrollados.

Existen dos tipos de SDM que son utilizadas por la mayoría de desarrolladores de software, estos son el desarrollo tradicional y el desarrollo ágil.

### **2.2.1.3.1 Metodologías de desarrollo tradicionales**

#### **2.2.1.3.1.1 Metodología Modular**

Según, centecom (2019). Programación estructurada y modular. Recuperado de <https://sites.google.com/site/programacionmodularbycentecon/home/programacion-modular>.

Uno de los métodos más conocidos para resolver un problema es dividirlo en problemas más pequeños, llamados subproblemas. De esta manera, en lugar de resolver una tarea compleja y tediosa, resolvemos otras más sencillas y a partir de ellas llegamos a la solución. Esta técnica se usa mucho en programación ya que programar no es más que resolver problemas, y se le suele llamar diseño descendente, metodología del divide y vencerás o programación top-down.

Es evidente que, si esta metodología nos lleva a tratar con subproblemas, entonces también tengamos la necesidad de poder crear y trabajar con subprogramas para resolverlos. A estos subprogramas se les suele llamar módulos, de ahí viene el nombre de programación modular.

En Pascal disponemos de dos tipos de módulos: los procedimientos y las funciones. Veamos un ejemplo de cómo emplear el diseño descendente para resolver un

problema. Supongamos que un profesor quiere crear un programa para gestionar las notas de sus alumnos. Quiere que dicho programa le permita realizar tareas tales como asignar notas, cambiar notas, ver las notas según distintas calificaciones, etc. A continuación tienes un esquema que representa una de las posibles divisiones del problema en módulos.

La programación modular es un paradigma de programación que consiste en dividir un programa en módulos o subprogramas con el fin de hacerlo más legible y manejable. Se presenta históricamente como una evolución de la programación estructurada para solucionar problemas de programación más grandes y complejos de lo que ésta puede resolver. Al aplicar la programación modular, un problema complejo debe ser dividido en varios subproblemas más simples, y estos a su vez en otros subproblemas más simples. Esto debe hacerse hasta obtener subproblemas lo suficientemente simples como para poder ser resueltos fácilmente con algún lenguaje de programación. Esta técnica se llama refinamiento sucesivo, divide y vencerás o análisis descendente (Top-Down).

Definición y características de un módulo:

Un módulo es cada una de las partes de un programa que resuelve uno de los subproblemas en que se divide el problema complejo original. Cada uno de estos módulos tiene una tarea bien definida y algunos necesitan de otros para poder operar. En caso de que un módulo necesite de otro, puede comunicarse con éste mediante una interfaz de comunicación que también debe estar bien definida. Si bien un módulo puede entenderse como una parte de un programa en cualquiera de sus formas y variados contextos, en la práctica se los suele tomar como sinónimos de procedimientos y funciones. Pero no necesariamente un módulo es una función o un procedimiento, ya que el mismo puede contener muchos de ellos. Características de un módulo Tamaño relativamente pequeño: Esto facilita aislar el impacto que pueda tener la realización de un cambio en el programa, bien para corregir un error, o bien por rediseño del algoritmo correspondiente. Independencia modular: Cuanto más independientes son los módulos entre sí más fácil y flexiblemente se trabajará con ellos, esto implica que para desarrollar un módulo no es necesario conocer detalles internos de otros

módulos. Como consecuencia de la independencia modular un módulo cumplirá: Características de caja negra, es decir abstracción. Aislamiento de los detalles mediante encapsulamiento. La independencia modular mejora el rendimiento humano, pudiendo realizarse programación en equipo y desarrollar módulos paralelamente. También contribuye a la reutilización de software.

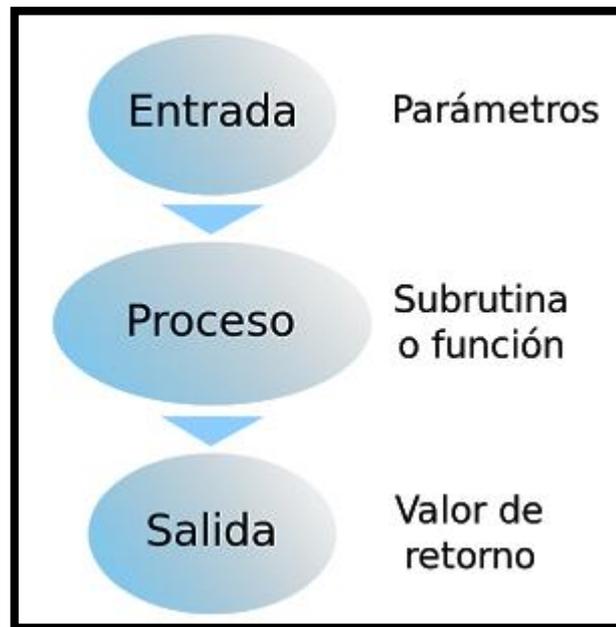


Figura 6. Programación modular.

Fuente: Infootec.net. (2019). Recuperado de <https://www.infootec.net/arduino/> centecom (2019) *Programación de estructurada y modular*. Recuperado de <https://sites.google.com/site/programacionmodularbycentecon/home/programacion-modular>.

#### Ventajas de la Programación Modular.

- Un programa modular es más fácil de escribir y depurar (ejecutar, probar y poner a punto). Se puede profundizar en las pruebas parciales de cada módulo mucho más de lo que se hace un programa mayor.
- Un programa modular es fácil de mantener y modificar.
- Un programa modular es fácil de controlar. El desglose de un problema en módulos permite encomendar los módulos más complejos a los programadores más experimentados y los más sencillos a los programadores más noveles.

- Posibilita el uso repetitivo de las rutinas en el mismo o en diferentes programas.

#### Desventajas de la Programación Modular

- No se dispone de algoritmos formales de modularidad, por lo que a veces los programadores no tienen claras las ideas de los módulos.
- La programación modular requiere más memoria y tiempo de ejecución.

#### 2.2.1.3.1.2 Metodología Estructurada.

Según, López Román, Leobardo, (2013). En su libro "Metodología de la programación Orientada a Objetos" 2da. Ed, México DF, México: Alfaomega Grupo Editor, S.A. pg. 10 - 11. Define como.

La programación estructurada tuvo sus inicios a mediados de la década de 1960. Los lenguajes de programación que se utilizaban eran PASCAL, COBOL estructurado, BASIC estructurado, FORTRAN con estilo estructurado, FORTRAN 90, Lenguaje C. Las estructuras de control utilizadas eran la secuenciación, IF-THEN, IF-THENELSE, CASE, FOR, DO-UNTIL y DOWHILE. Otras características eran que se podía dividir un programa en módulos y funciones y estilo de programación. Las técnicas de diseño de programas que se utilizaban eran diagramas Warnier, diagramas estructurados, diagramas Chapin, pseudocódigo y Top Down Design, entre otras.

La estructura general o arquitectura de un programa consistía de datos y de un conjunto de módulos jerarquizados, como se muestra a continuación:

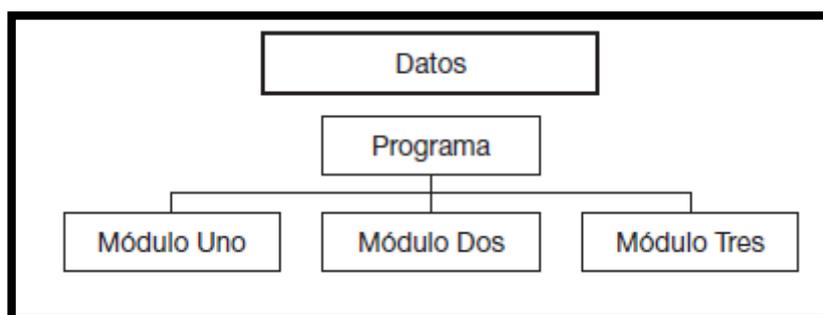


Figura 7. Programación estructurada

Fuente: López Román, Leobardo, (2013). En su libro "Metodología de la programación Orientada a Objetos" 2da. Ed, México DF, México: Alfaomega Grupo Editor, S.A. pg. 10.

Y cada módulo estaba formado por un conjunto de instrucciones.

Módulo Uno	Módulo Dos	Módulo Tres
Instrucción 1	Instrucción 1	Instrucción 1
Instrucción 2	Instrucción 2	Instrucción 2
Instrucción 3	Instrucción 3	Instrucción 3
-----	-----	-----
-----	-----	-----
-----	-----	-----
-----	-----	-----
Instrucción N	Instrucción N	Instrucción N

Al diseñar la solución en módulos, la programación estructurada permitía solucionar problemas más grandes y más complejos de una mejor forma que la que antes se usaba.

### **2.2.1.3.1.3 Metodología Orientada a Objetos.**

Según, López Román, Leobardo, (2013). En su libro "Metodología de la programación Orientada a Objetos" 2da. Ed, México DF, México: Alfaomega Grupo Editor, S.A. págs. 11-12. Define la metodología POO.

El concepto de la programación orientada a objetos sólo se puso en boga a finales de la década de 1980 y principios de la de 1990, a pesar de que ya se había generado muchos años antes. A este tipo de programación la caracterizan los conceptos Objetos, Clases, Encapsulación, Herencia y Polimorfismo. Los principales lenguajes de programación que se utilizan son: C++, Java y C# y las técnicas de diseño que se utilizan son Booch, Rumbaugh, Jacobson, Yourdon, UML (Unified Modeling Language), entre otras.

La estructura general o arquitectura de un programa consiste en un conjunto de objetos, y cada objeto se compone por datos y un conjunto de métodos, donde cada

método (que es equivalente al concepto de módulo en la programación estructurada) está formado por un conjunto de instrucciones, como se muestra a continuación:

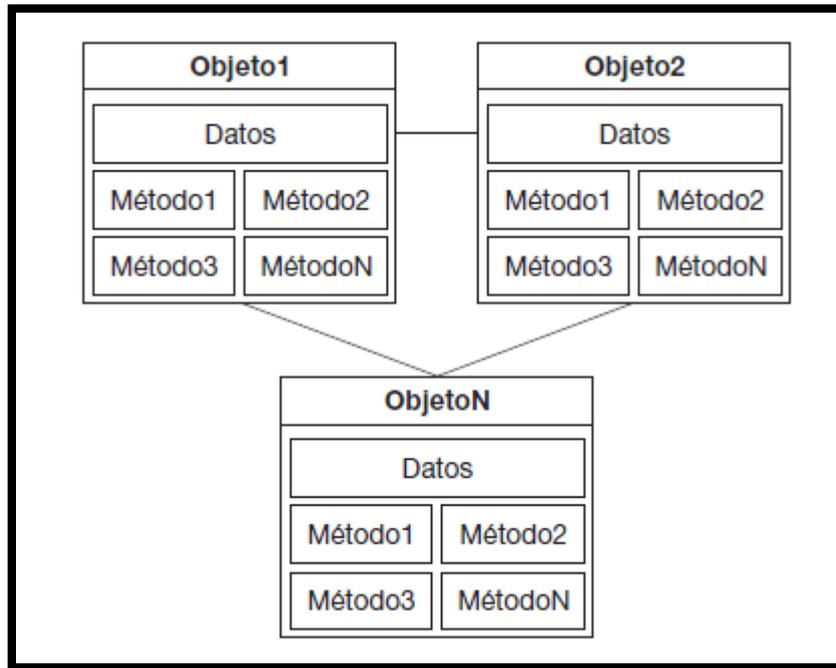


Figura 8. Programación orientada a objetos.

*Fuente:* López Román, Leobardo, (2013). En su libro "Metodología de la programación Orientada a Objetos" 2da. Ed, México DF, México: Alfaomega Grupo Editor, S.A. pg. 12.

La programación orientada a objetos permite manejar mejor la complejidad de los programas y la reutilización de código porque permite una mayor pulverización o segmentación de los programas a través de los objetos de una forma más eficiente que como anteriormente se hacía con la programación estructurada.

#### **2.2.1.3.1.4 Metodología Rational Unified Process.**

Según, Abanto Morales, Manuel Jesús (2013) en su trabajo de investigación, "Diseño de una metodología para el desarrollo de software en un banco financiero local", Universidad Nacional de Ingeniería, Lima, Perú, pág. 24 - 25.

Es de suma importancia elegir la metodología adecuada, así como las herramientas de implementación más convenientes, es por ello que la metodología RUP basada

en UML nos proporciona todas las bases para llevar al éxito la elaboración del software, para ello la utilización de la herramienta RUP para el desarrollo rápido de aplicaciones.

Las siglas RUP en inglés significa Rational Unified Process (Proceso Unificado de Racional) es un producto del proceso de ingeniería de software que proporciona un enfoque disciplinado para asignar tareas y responsabilidades dentro de una organización del desarrollo. Su meta es asegurar la producción del software de alta calidad que resuelve las necesidades de los usuarios dentro de un presupuesto y tiempo establecidos.

Según Jacobson, I., Booch, G., Rumbaugh J. (1998) (Jacobson, 2000) El nombre Proceso Unificado se usa para describir el proceso genérico que incluye aquellos elementos que son comunes a la mayoría de los refinamientos existentes. También permite evitar problemas legales ya que Proceso Unificado de Rational o RUP son marcas registradas por IBM (desde su compra de Rational Software Corporation en 2003).

Según Grady Booch (2000) un reflejo de lo que hemos visto en el trabajo con literalmente decenas de miles de proyectos en los últimos 20 años, la codificación de lo que funciona en las organizaciones exitosas y lo que está notablemente ausente en los fallidos.

#### **2.2.1.3.2 Metodologías ágiles.**

Según, Abanto Morales, Manuel Jesús (2013) en su trabajo de investigación, "Diseño de una metodología para el desarrollo de software en un banco financiero local", Universidad Nacional de Ingeniería, Lima, Perú, pág. 26 - 27.

En una reunión celebrada en febrero de 2001 en Utah-EEUU, nace el término "ágil" aplicado al desarrollo de software. En esta reunión participan un grupo de 17 expertos de la industria del software, incluyendo algunos de los creadores o impulsores de metodologías de software. Su objetivo fue esbozar los valores y principios que deberían permitir a los equipos desarrollar software rápidamente y respondiendo a los cambios que puedan surgir a lo largo del proyecto. Se pretendía

ofrecer una alternativa a los procesos de desarrollo de software tradicionales, caracterizados por ser rígidos y dirigidos por la documentación que se genera en cada una de las actividades desarrolladas. Varias de las denominadas metodologías ágiles ya estaban siendo utilizadas con éxito en proyectos reales, pero les faltaba una mayor difusión y reconocimiento.

Tras esta reunión se creó The Agile Alliance, una organización, sin ánimo de lucro, dedicada a promover los conceptos relacionados con el desarrollo ágil de software y ayudar a las organizaciones para que adopten dichos conceptos. El punto de partida es el Manifiesto Ágil, un documento que resume la filosofía "ágil".

### Manifiesto ágil

El Manifiesto comienza enumerando los principales valores del desarrollo ágil. Se valora:

- Al individuo y las interacciones del equipo de desarrollo sobre el proceso y las herramientas. La gente es el principal factor de éxito de un proyecto software. Si se sigue un buen proceso de desarrollo, pero el equipo falla, el éxito no está asegurado; sin embargo, si el equipo funciona, es más fácil conseguir el objetivo final, aunque no se tenga un proceso bien definido. No se necesitan desarrolladores brillantes, sino desarrolladores que se adapten bien al trabajo en equipo. Así mismo, las herramientas (compiladores, depuradores, control de versiones, etc.) son importantes para mejorar el rendimiento del equipo, pero el disponer más recursos que los estrictamente necesarios también pueden afectar negativamente. En resumen, es más importante construir un buen equipo que construir el entorno. Muchas veces se comete el error de construir primero el entorno y esperar que el equipo se adapte automáticamente. Es mejor crear el equipo y que éste configure su propio entorno de desarrollo en base a sus necesidades.
- Desarrollar software que funciona más que conseguir una buena documentación. Aunque se parte de la base de que el software sin documentaciones un desastre, la regla a seguir es "no producir documentos a menos que sean necesarios de forma inmediata para tomar una decisión importante". Estos documentos deben ser cortos y centrarse en lo fundamental.

Si una vez iniciado el proyecto, un nuevo miembro se incorpora al equipo de desarrollo, se considera que los dos elementos que más le van a servir para ponerse al día son: el propio código y la interacción con el equipo.

- La colaboración con el cliente más que la negociación de un contrato. Las características particulares del desarrollo de software hace que muchos proyectos hayan fracasado por intentar cumplir unos plazos y unos costes preestablecidos al inicio del mismo, según los requisitos que el cliente manifestaba en ese momento.

## **2.2.2 Variable dependiente.**

### **2.2.2.1 Registro y Visualización de la Actividad Muscular de Miembro Inferior.**

Según, Advancer Technologies. (2015). MyowareUserManualAT-04-001-1223951. 3-lead Muscle / Electromyography Sensor for Microcontroller Applications. Recuperado de <https://www.mouser.com/ds/2/813/MyowareUserManualAT-04-001-1223951.pdf>.

Utilizando este dispositivo MyoWare Muscle Sensor y con los electrodos de superficie conectado a un Arduino como interface a una laptop, ahora podrás controlar el movimiento de tus músculos con la ayuda de los electrodos de superficie. Se podrá registrar las actividades eléctricas generadas por los músculos esqueléticos cuando realizan algún tipo de movimiento muscular. Esta señal obtenida puede ser utilizada controlada diversos dispositivos como prótesis, sillas de ruedas etc.

La electromiografía es una técnica que consiste básicamente en la adquisición de registro y de la actividad eléctrica generada por el músculo a través de la utilización de los electrodos.

Todas las señales obtenidas por la electromiografía proporcionan información valiosa a la fisiología y los patrones de la actividad muscular. Tal información refleja las fuerzas que son generadas por los músculos y la temporización de los nervios motores. La amplitud, y las propiedades de las señales de la electromiografía tanto

en el dominio del tiempo como en la frecuencia dependen de factores tales como: El tiempo y la intensidad de la contracción muscular.

El dispositivo MyoWare Muscle Sensor tiene las siguientes características: Solo necesita 1 fuente de voltaje de 5V, sin necesidad de voltajes negativos. Posee 2 salidas analógicas, una con la señal EMG original (RAW) y otra con la señal EMG rectificada (RMS Envelope). Estas señales analógicas van desde 0 voltios hasta el voltaje de la fuente de alimentación. Otra mejora notable es que ahora los electrodos se conectan directamente a la placa, reduciendo el tamaño y cableado necesario.

El dispositivo MyoWare Muscle Sensor puede ser conectado a la entrada ADC (Convertor Analógico Digital) de un microcontrolador (Arduino) y así poder utilizar el movimiento de nuestro cuerpo para controlar robots, prótesis y mucho más.

El MyoWare Muscle Sensor tiene un voltaje de alimentación: 2.9V – 5.7V DC, protección de polaridad invertida, Los electrodos se conectan directamente a la placa y sus dos modos de salida EMG rectificado (RMS) y Raw EMG, es expandible con shields, con indicadores led (power, muscle activity), ganancia regulable por potenciómetro y Switch on/off en placa.

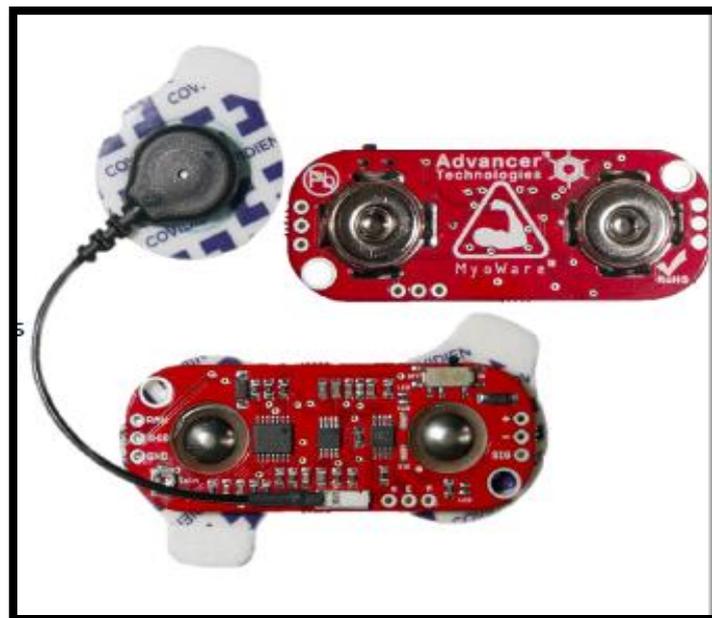


Figura 9. MyoWare Muscle Sensor.

Fuente: Advancer Technologies. (2015). MyowareUserManualAT-04-001-1223951. 3-lead Muscle / Electromyography Sensor for Microcontroller Applications. Recuperado de <https://www.mouser.com/ds/2/813/MyowareUserManualAT-04-001-1223951.pdf>

### 2.2.2.1.1 Importancia de la colocación de los electrodos.

Según Advancer Technologies. (2015). MyowareUserManualAT-04-001-1223951. 3-lead Muscle / Electromyography Sensor for Microcontroller Applications. Recuperado de <https://www.mouser.com/ds/2/813/MyowareUserManualAT-04-001-1223951.pdf>.

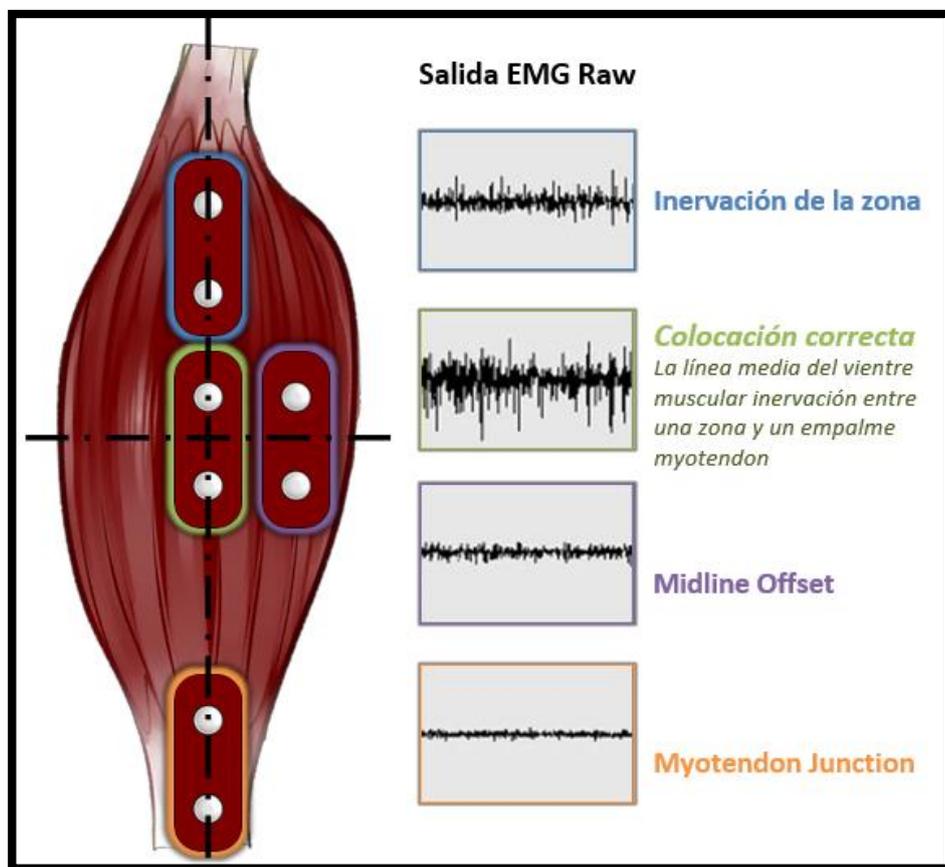


Figura 10. Salida de las señales electromiográficas en bruto.

Fuente: Advancer Technologies. (2015). MyowareUserManualAT-04-001-1223951. 3-lead Muscle / Electromyography Sensor for Microcontroller Applications. Recuperado de <https://www.mouser.com/ds/2/813/MyowareUserManualAT-04-001-1223951.pdf>.

La ubicación y la orientación de los músculos absorben los electrodos que se encuentran en la fuerza de la señal. Los electrodos deben estar ubicados en la mitad de la fibra muscular y deben estar alineados con la orientación de las fibras musculares. El movimiento de la pantalla o de otras ubicaciones reducirá el esfuerzo y la calidad de la señal del sensor o de la reducción del número de mediciones de motores e interferencias atribuidas a la diafonía.

Los sensores de músculo están diseñados para ser usados directamente con un controlador. Por lo tanto, nuestros sensores de salida primarios no son grabados. Nuestro principal indicador de salida no es RAW EMG significa la señal amplificada, rectificadora e integrada (AKA the EMG's Envelope) que funcionará bien con un convertidor análogo-digital (ADC).

### **2.2.2.2 Señales Mioeléctricas**

Según Masin Luciano, Emanuel, & Prados Lautaro, Edgar. (2016). En su trabajo de investigación, "*Diseño, Construcción y Ensayo de un Equipo Acondicionador de Señales Mioeléctricas para su Empleo como Interface de Control de Actuadores*" Informe de Proyecto Integrador. Universidad Nacional de Córdoba, Córdoba Capital, Argentina. p., 12. Describe lo siguiente.

El ser humano, genera varios tipos de señales eléctricas, dependiendo de la parte que la genere, estas señales se pueden clasificar: oculográficas, electroencefalográficas, electrocardiográficas y electromiográficas. La última mencionada es generada por la contracción de los músculos del cuerpo, brazos, piernas, abdomen, etc., son ejecutadas por el intercambio de iones a través de la masa muscular.

La detección de estas señales, se les conoce como electromiografía estas señales pueden ser utilizadas como medio de control de dispositivos electrodoméstico o para tener una relación hombre máquina. Al contraerse los músculos genera una señal eléctrica de unos de una cierta cantidad  $\mu\text{V}$ , si es necesario ampliar esta señal para poder procesarla en algún dispositivo adecuado.

La EMG son señales que se producen al tensionar o relajar un músculo que puede ser medido por dispositivos conductivos o electrodos sobre la superficie de la piel

o de forma invasiva sobre los músculos utilizando agujas. Por lo cual la electromiografía de superficie es la más conocida, no es invasiva y puede utilizarse sin exponer su salud del paciente.

El ancho de banda de las señales EMG, su rango varía desde  $\mu\text{V}$  hasta  $\text{mV}$  (siempre cuando sea menor de  $5\text{mV}$ ). Las señales EMG tanto su longitud, propiedades y dominio del tiempo como de la frecuencia dependen de factores como:

- ✓ El tiempo y la intensidad de la contracción muscular
- ✓ La distancia entre el electrodo y la zona de actividad muscular
- ✓ Las propiedades de la piel (por ejemplo, el espesor de la piel y tejido adiposo)
- ✓ Las propiedades del electrodo y el amplificador
- ✓ La calidad del contacto entre la piel y el electrodo.

Solo como de referencia, se indican algunos valores típicos para señales de uso común en diagnóstico médico. En todos los casos se consideran señales captadas mediante electrodos superficiales. Estos valores son sólo indicativos.

Tabla 1.

*Magnitud y ancho de banda de las señales bioeléctricas.*

SEÑAL	MAGNITUD	ANCHO DE BANDA (HZ)
ECG (electrocardiograma)	0'5 – 4mV	0'01 - 250
EEG (electroencefalograma)	5 – 300 $\mu\text{V}$	DC - 150
EKG (Electrogastrograma)	10 – 1000 $\mu\text{V}$	DC - 1
EMG (Electromiografía)	0.1 – 5 mV	DC – 10.000
EOG (Electrooculograma)	50 – 3500 $\mu\text{V}$	DC - 50
ERG (electrorretinograma)	0 – 900 $\mu\text{V}$	DC - 50

Fuente: Masin Luciano, Emanuel, & Prados Lautaro, Edgar. (2016). *“Diseño, Construcción y Ensayo de un Equipo Acondicionador de Señales Mioeléctricas para su Empleo como Interface de Control de Actuadores”* Informe de Proyecto Integrador. Universidad Nacional de Córdoba, Córdoba Capital, Argentina. p., 12.

### **2.2.2.3 Funciones de los músculos.**

Según Kenneth, S. (2013). *“Anatomía y fisiología”*, México D.F, México: MCGRAW-HILL INTERAMERICANA EDITORES S.A. p. 313 – 314.

Los músculos están conformados por la mitad del peso del cuerpo y ocupan un lugar de interés central en varios campos del cuidado de la salud y el acondicionamiento físico. El sistema muscular es muy importante para las disciplinas biomédicas aún más allá del alcance de las ciencias relacionadas con el movimiento. Por ejemplo, dicho sistema es la fuente primaria de calor corporal en el individuo en movimiento, y la pérdida de masa muscular puede ser un factor que contribuya a la aparición de la diabetes mellitus.

Las funciones de los músculos son las siguientes:

- ✓ **Movimiento.** Los músculos permiten dar movilización al cuerpo y a sus diferentes partes; al mover el contenido corporal se lleva a cabo la respiración, la circulación sanguínea, la alimentación y la digestión, la defecación, la micción y el parto; además sirven también para varias funciones de comunicación: habla, escritura, expresión facial y otros tipos corporales.
- ✓ **Estabilidad.** Los músculos nos dan postura para evitar movimientos no deseados. Algunos músculos anti gravitacionales porque al menos parte del tiempo nos evita a las caídas o resbalones. Muchos músculos estabilizan las articulaciones para mantener la tensión en los tendones y huesos.
- ✓ **Control de apertura y pasaje corporal.** Los músculos que nos rodea en la cara no solo sirve para hablar, sino también para ingerir alimentos. En los parpados y las pupilas regulan la admisión de luz de los ojos. . Los anillos musculares internos controlan el movimiento de la comida, la bilis, la sangre y otros materiales dentro del cuerpo. Los músculos que rodean la uretra y el ano controlan la eliminación de desechos.

- ✓ Producción de calor. Casi el 85 % del calor corporal son producidos por los músculos estriados, que es importante para el funcionamiento de enzimas y para todo el metabolismo.
- ✓ Control glucémico. Los músculos ayudan a regularizar la concentración de glucosa en la sangre dentro de un rango normal. Los músculos estriados absorben, almacenan y usan gran parte de la glucosa del cuerpo y desempeñan un papel muy significativo para estabilizar su concentración en la sangre. En la edad avanzada, la obesidad y cuando los músculos pierden condición y se debilitan, el ser humano tiene el riesgo de padecer diabetes mellitus tipo 2 debido a que declina esta función de amortiguamiento de la glucosa.

### 2.2.2.3.1 Músculos del miembro inferior.

Según Kenneth, S. (2013). “*Anatomía y fisiología*”, México D.F, México: MCGRAW-HILL INTERAMERICANA EDITORES S.A. p., 315.

Los músculos de las extremidades inferiores son numerosos y variados. Cada uno de ellos desempeña una función específica. Los músculos del muslo, de la pierna y del pie son los responsables de la marcha y del mantenimiento de la posición erecta.

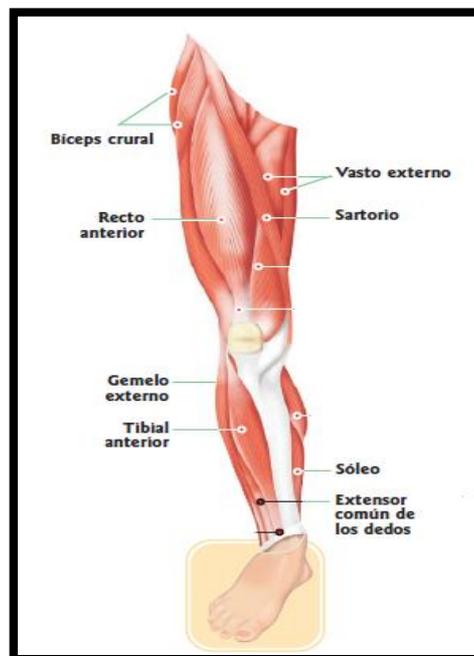


Figura 11. Músculos del miembro inferior.

Fuente: Kenneth, S. (2013). *Anatomía y fisiología*, México D.F, México: MCGRAW-HILL INTERAMERICANA EDITORES S.A. p., 367.

### 2.2.2.3.2 Dimensiones

#### Dimensión 1:

Según, Kenneth, S. (2013). *Anatomía y fisiología*, México D.F, México: MCGRAW-HILL INTERAMERICANA EDITORES S.A. págs. 363 – 373.

El Bíceps crural o femoral está situado por la parte externa de la cara posterior del muslo y tiene dos cuerpos musculares, una porción que se inserta en la cabeza del peroné y una porción corta que se inserta en la línea áspera del fémur, estos músculos se encargan de la flexión de la rodilla y de la extensión del muslo.

#### Indicador 1:

Según, Masin Luciano, Emanuel, & Prados Lautaro, Edgar. (2016). “*Diseño, Construcción y Ensayo de un Equipo Acondicionador de Señales Mioeléctricas para su Empleo como Interface de Control de Actuadores*”. Informe de Proyecto Integrador. Universidad Nacional de Córdoba, Córdoba Capital, Argentina. p., 12.

La amplitud del pico principal, los cambios de fase de la señal, la duración y la estabilidad de la misma.

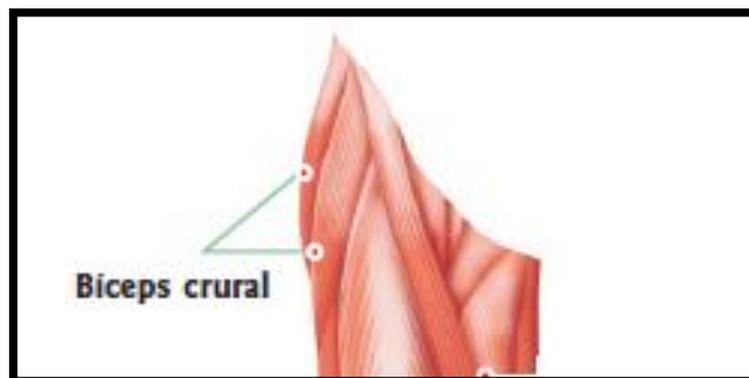


Figura 12. El Bíceps femoral.

Fuente: Kenneth, S. (2013). *Anatomía y fisiología*, México. D.F, México: MCGRAW-HILL INTERAMERICANA EDITORES S.A. págs. 363 – 373.

## Dimensión 2:

Según Kenneth, S. (2013). *Anatomía y fisiología*, México D.F, México: MCGRAW-HILL INTERAMERICANA EDITORES S.A. págs. 363 – 373.

El vasto externo está situada desde la línea áspera del fémur y se dirige hacia delante por la cara externa, envolviendo la cara externa del fémur y el músculo crural.

## Indicador 2:

Según Masin Luciano, Emanuel, & Prados Lautaro, Edgar. (2016). “*Diseño, Construcción y Ensayo de un Equipo Acondicionador de Señales Mioeléctricas para su Empleo como Interface de Control de Actuadores*” Informe de Proyecto Integrador. Universidad Nacional de Córdoba, Córdoba Capital, Argentina. p., 12.

La amplitud del pico principal, los cambios de fase de la señal, la duración y la estabilidad de la misma.

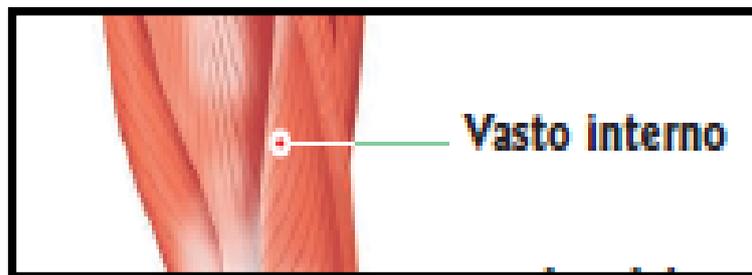


Figura 13. El vasto externo.

Fuente: Kenneth, S. (2013). *Anatomía y fisiología*, México D.F, México: MCGRAW-HILL INTERAMERICANA EDITORES S.A. págs. 363 – 373.

## Dimensión 3:

Según Kenneth, S. (2013). *Anatomía y fisiología*, México D.F, México: MCGRAW-HILL INTERAMERICANA EDITORES S.A. págs. 363 – 373.

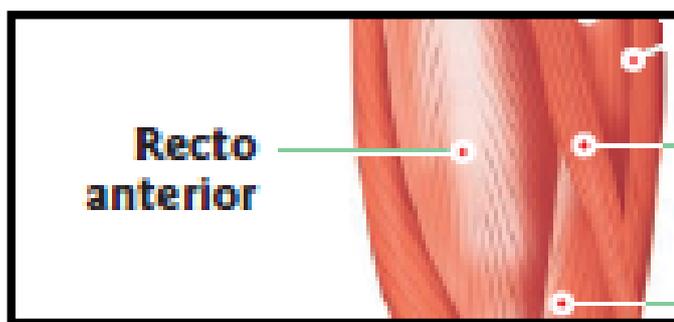
El recto anterior es el más superficial, va desde la espina iliaca antero inferior y bajo por la cara anterior del muslo. Estos músculos se unen en la parte inferior en un

tendón común y pasa por encima de la rótula, dejándola encajada, y se inserta en la tuberosidad de la tibia. Este tendón se conoce como tendón de los cuádriceps o tendón rotuliano (reflejo del martillo). La acción de estos músculos es la extensión de la pierna llevándola hacia adelante.

### **Indicador 3:**

Según Masin Luciano, Emanuel, & Prados Lautaro, Edgar. (2016). “*Diseño, Construcción y Ensayo de un Equipo Acondicionador de Señales Mioeléctricas para su Empleo como Interface de Control de Actuadores*”. Informe de Proyecto Integrador. Universidad Nacional de Córdoba, Córdoba Capital, Argentina. p., 12.

La amplitud del pico principal, los cambios de fase de la señal, la duración y la estabilidad de la misma.



*Figura 14.* El recto anterior.

*Fuente:* Kenneth, S. (2013). *Anatomía y fisiología*, México D.F, México: MCGRAW-HILL INTERAMERICANA EDITORES S.A. págs. 363 – 373.

### **Dimensión 4:**

Según Kenneth, S. (2013). *Anatomía y fisiología*, México D.F, México: MCGRAW-HILL INTERAMERICANA EDITORES S.A. p. 363 – 373.

El músculo sartorio es el más superficial de la cara anterior del muslo y va desde la espina iliaca antero superior hasta la cara interna de la tibia, cruza la cara anterior del muslo por encima de los cuádriceps. Este músculo flexiona la cadera y extiende la pierna (se le conoce como el músculo del sastre por la postura típica de cruzar la pierna para coser).

#### Indicador 4:

Según Masin Luciano, Emanuel, & Prados Lautaro, Edgar. (2016). “*Diseño, Construcción y Ensayo de un Equipo Acondicionador de Señales Mioeléctricas para su Empleo como Interface de Control de Actuadores*” Informe de Proyecto Integrador. Universidad Nacional de Córdoba, Córdoba Capital, Argentina. p., 12.

La amplitud del pico principal, los cambios de fase de la señal, la duración y la estabilidad de la misma.

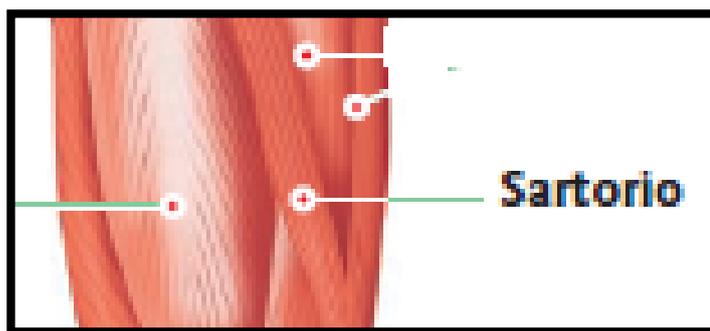


Figura 15. El músculo sartorio.

Fuente: Kenneth, S. (2013). *Anatomía y fisiología*, México D.F, México: MCGRAW-HILL INTERAMERICANA EDITORES S.A. págs. 363 – 373.

#### Dimensión 5:

Según Kenneth, S. (2013). *Anatomía y fisiología*, México D.F, México: MCGRAW-HILL INTERAMERICANA EDITORES S.A. págs. 363 – 373.

Los sóleos se encuentran debajo de los gemelos, son unos músculos aplanados que van desde cara posterior de la tibia y el peroné hasta su inserción en el calcáneo a través del tendón de Aquiles.

#### Indicador 5:

Según Masin Luciano, Emanuel, & Prados Lautaro, Edgar. (2016). “*Diseño, Construcción y Ensayo de un Equipo Acondicionador de Señales Mioeléctricas para su Empleo como Interface de Control de Actuadores*” Informe de Proyecto Integrador. Universidad Nacional de Córdoba, Córdoba Capital, Argentina. p., 12.

La amplitud del pico principal, los cambios de fase de la señal, la duración y la estabilidad de la misma.

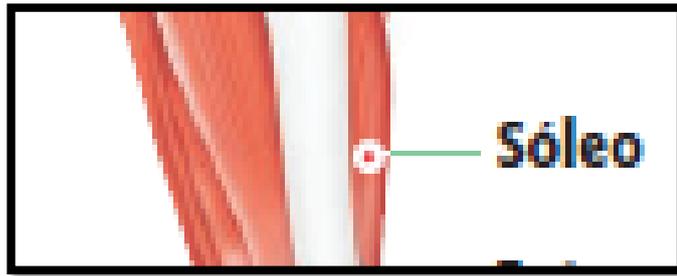


Figura 16. El sóleo.

Fuente: Kenneth, S. (2013). *Anatomía y fisiología*, México D.F, México: MCGRAW-HILL INTERAMERICANA EDITORES S.A. págs. 363 – 373.

#### **Dimensión 6:**

Según Kenneth, S. (2013). *Anatomía y fisiología*, México D.F, México: MCGRAW-HILL INTERAMERICANA EDITORES S.A. págs. 363 – 373.

Los gemelos o Gastrocnemio son dos músculos, uno interno y otro externo, superficiales al sóleo y van desde los cóndilos femorales hasta insertarse en el tendón de Aquiles. Estos músculos permiten la flexión plantar levantando el talón del suelo (ponerse de puntillas). Los gemelos además al llegar hasta el fémur actúan en la flexión de la rodilla.

#### **Indicador 6:**

Según Masin Luciano, Emanuel, & Prados Lautaro, Edgar. (2016). “*Diseño, Construcción y Ensayo de un Equipo Acondicionador de Señales Mioeléctricas para su Empleo como Interface de Control de Actuadores*” Informe de Proyecto Integrador. Universidad Nacional de Córdoba, Córdoba Capital, Argentina. p., 12.

La amplitud del pico principal, los cambios de fase de la señal, la duración y la estabilidad de la misma.

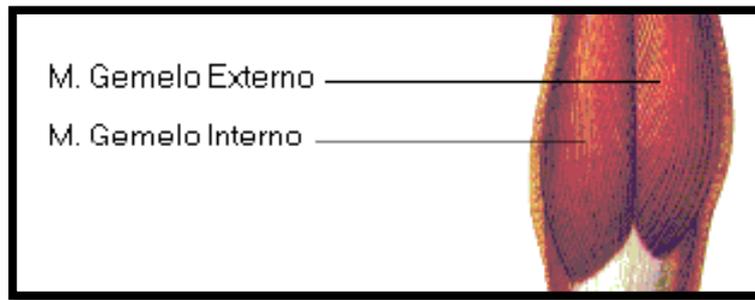


Figura 17. Gemelos

Fuente: Kenneth, S. (2013). *Anatomía y fisiología*, México D.F, México: MCGRAW-HILL INTERAMERICANA EDITORES S.A. págs. 363 – 373.

### **Dimensión 7:**

Según Kenneth, S. (2013). *Anatomía y fisiología*, México D.F, México: MCGRAW-HILL INTERAMERICANA EDITORES S.A. págs. 363 – 373.

Tibial anterior, se origina en la tibia y se inserta en el tarso y metatarso.

### **Indicador 7:**

Según Masin Luciano, Emanuel, & Prados Lautaro, Edgar. (2016). “*Diseño, Construcción y Ensayo de un Equipo Acondicionador de Señales Mioeléctricas para su Empleo como Interface de Control de Actuadores*” Informe de Proyecto Integrador. Universidad Nacional de Córdoba, Córdoba Capital, Argentina. p., 12.

La amplitud del pico principal, los cambios de fase de la señal, la duración y la estabilidad de la misma.

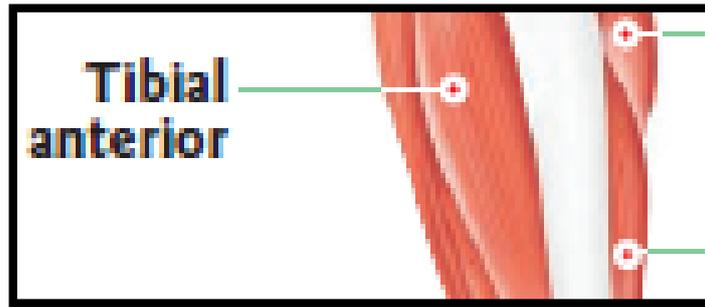


Figura 18. El tibial anterior.

Fuente: Kenneth, S. (2013). *Anatomía y fisiología*, México D.F, México: MCGRAW-HILL INTERAMERICANA EDITORES S.A. págs. 363 – 373.

### **Dimensión 8:**

Según Kenneth, S. (2013). *Anatomía y fisiología*, México D.F, México: MCGRAW-HILL INTERAMERICANA EDITORES S.A. págs. 363 – 373.

El musculo extensor común de los dedos, se origina en el peroné y en su parte inferior se divide en cuatro tendones para insertarse en los dedos, excepto el dedo gordo. La acción de este músculo es la extensión del pie levantando la punta del pie hacia arriba (también llamada flexión dorsal).

### **Indicador 8:**

Según Masin Luciano, Emanuel, & Prados Lautaro, Edgar. (2016). “*Diseño, Construcción y Ensayo de un Equipo Acondicionador de Señales Mioeléctricas para su Empleo como Interface de Control de Actuadores*”. Informe de Proyecto Integrador. Universidad Nacional Córdoba, Córdoba Capital, Argentina. p., 12.

La amplitud del pico principal, los cambios de fase de la señal, la duración y la estabilidad de la misma.



Figura 19. El musculo extensor.

Fuente: Kenneth, S. (2013). *Anatomía y fisiología*, México D.F, México: MCGRAW-HILL INTERAMERICANA EDITORES S.A. págs. 363 – 373.

## 2.2.2.4 Teorías Complementarias de la Variable Dependiente

### 2.2.2.4.1 La Electromiografía

Según Massó, N., Ferran, R., Romero, D., Gual, G., Costas, Ll., & German, A. (2010). *Fisiología del ejercicio*, Tercera edición, Madrid, España: Editorial Panamericana. p., 128, Recuperado de <https://www.raco.cat/index.php/Apunts/article/download/196617/298837>, Define la Electromiografía como:

Una difusión iónica previa dentro del músculo, la cual genera un campo eléctrico a su alrededor proporcional a la concentración iónica. Este campo eléctrico es detectado mediante los electrodos de EMG.

Una consecuente respuesta mecánica debida al momento articular generado por la fuerza que realiza el músculo al contraerse.

La finalidad principal de este tipo de medida es conocer la actividad de uno o varios músculos en una acción concreta. Ello incluye:

Determinar, en cada instante, si el músculo está activo o inactivo.

Saber qué grado de actividad muestra durante los períodos en que se halla activo.

Conocer qué tipo de relación o interacción mantiene con el resto de músculos implicados en la acción que se va a estudiar (concepto de coordinación intermuscular).

Para poder identificar los instantes y períodos en que se produce la activación de los diferentes músculos en una determinada acción dinámica, es fundamental sincronizar el registro electromiográfico con el de otros sistemas de medición que aporten datos cinemáticos. Estos sistemas suelen implicar la utilización de cámaras, electrogoniómetros u otros elementos de registro con sus correspondientes programas informáticos, y proporcionan valores de posición, velocidad y aceleración. Por otro lado, se puede complementar el estudio con sistemas de análisis de fuerzas, también denominados cinéticos, como son la podometría y la plataforma de fuerzas. Por ello, la EMGS forma parte y se ha introducido como elemento importante del análisis biomecánico.

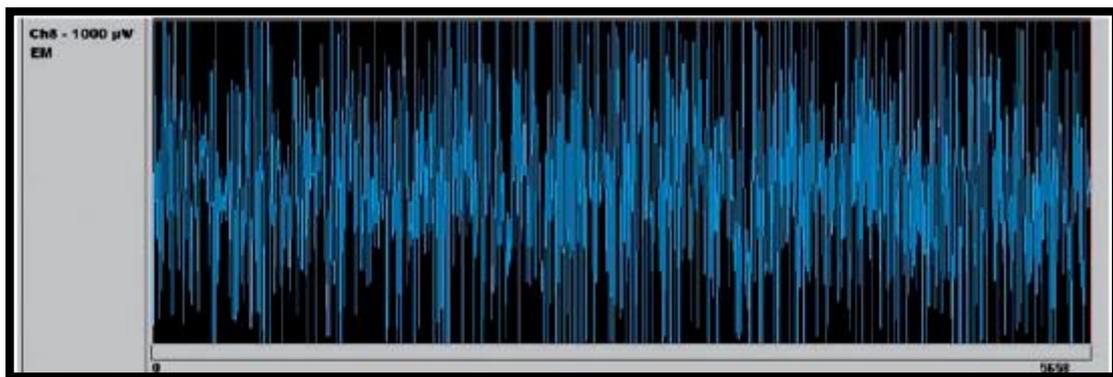


Figura 20. Señal EMGS.

Fuente: Massó, N., Ferran, R., Romero, D., Gual, G., Costas, L., & German, A. (2010). *Fisiología del ejercicio*, Tercera edición, Madrid, España: Editorial Panamericana. p., 133, Recuperado de <https://www.raco.cat/index.php/Apunts/article/download/196617/298837>

#### 2.2.2.4.2 Fases Fisiológicas

Según, Masin Luciano, Emanuel, & Prados Lautaro, Edgar. (2016). En su proyecto de investigación de "Diseño, Construcción y Ensayo de un Equipo Acondicionador de Señales Mieléctricas para su Empleo como Interface de Control de

Actuadores". Informe de Proyecto Integrador. Universidad Nacional de Córdoba, Córdoba Capital, Argentina. págs.8 - 9.

Los músculos están accionados por nervios motores que regulan la contracción voluntaria y nervios sensitivos que informan al cerebro del estado e intensidad de la contracción. En el músculo esquelético, la contracción y la relajación se producen rápidamente, no así el músculo liso que lo hace más lentamente.

Después de un estímulo se observan en el músculo tres periodos diferentes que son:

- Latencia que es el espacio comprendido entre la excitación y el principio de la contracción.
- Contracción en el que las fibras musculares se acortan.
- Relajación en el que las fibras tienden a regresar a su posición inicial.

La contracción muscular depende directamente de su intensidad, de la fuerza, velocidad de aplicación y duración del estímulo, así como la fuerza de resistencia a la contracción y la temperatura.

A la contracción del músculo le corresponde un cambio de forma, seguido de una serie de reacciones químicas. En dicha función, el tejido muscular, tiene la capacidad de conservar cierto grado de contracción sin fatigarse, de uno solo o de un grupo de músculos, propiedad que recibe el nombre de tono muscular, que se presenta por impulsos nerviosos pequeños y permanentes. Podemos observar esta acción, al mantener nuestra postura erecta o cuando entrecerramos la mano. La ausencia de fatiga es debida a que los estímulos nerviosos sólo excitan a una parte de las fibras de un músculo, mientras las otras descansan. El tono muscular se puede alterar cuando se presentan fracturas de huesos, presencia de dolor, la lesión de un nervio motor, etc.

La contracción muscular se acompaña de reacciones químicas complejas, en las cuales intervienen iones de Ca, K, Na y Cl, producidas por la liberación de energía a partir de la destrucción de la molécula de ATP.

Uno de los productos de las reacciones químicas que se generan durante la contracción muscular es el ácido láctico, el que en presencia de dióxido de carbono y ante estímulos repetidos, origina una contracción muscular más débil progresivamente hasta llegar a no obtenerse respuesta, provocando la fatiga muscular y puede llegar a la tetanización (calambre).

La contracción muscular es el proceso fisiológico por el que los músculos realizan la fuerza para desplazar el contenido de la cavidad a la que recubren (músculo liso) o mueven el organismo a través del medio o a otros objetos (músculo estriado).

El músculo estriado puede estar en estado de relajación o de contracción. En estado de relajación, al observar el sarcómero, los extremos de los filamentos de actina en la zona A, apenas se superponen. En el estado de contracción, los filamentos de actina se han desplazado sobre los filamentos de miosina, de tal manera que se entrelazan entre sí en mayor extensión, ocupando mayor espacio de la zona A. Por lo tanto, la contracción muscular es un mecanismo de deslizamiento de filamentos.

#### 2.2.2.4.3 Características de la señal de Electromiografía

Según, Masin Luciano, Emanuel, & Prados Lautaro, Edgar. (2016). En su proyecto de investigación de "Diseño, Construcción y Ensayo de un Equipo Acondicionador de Señales Mieléctricas para su Empleo como Interface de Control de Actuadores". Informe de Proyecto Integrador. Universidad Nacional de Córdoba, Córdoba Capital, Argentina. págs.13 - 14.

Las características principales que se evalúan son:

- ✓ La amplitud del pico principal.
- ✓ Los cambios de fase de la señal.
- ✓ La duración y la estabilidad de la misma.

La amplitud del pico principal de la tensión se puede medir y está comprendida entre los centenares de  $\mu\text{V}$  hasta cierta cantidad de  $\text{mV}$ , y los cambios de fase de la señal es el espectro frecuencial entre los 20 y los 500 Hz, concentrado la mayor parte de la potencia entre los 50 y 200Hz. La duración se define como el tiempo

desde la deflexión inicial al retorno a la línea de base, y suele tener algunos valores medios de entre 5 y 15 ms. Finalmente, la estabilidad de la señal nos da una idea de la constancia de la señal en su morfología en sucesivas excitaciones.

Hay diversos factores que pueden provocar considerables alteraciones de las siguientes características, las tres principales son: el tipo de acción que ejerce el músculo, la energía y oxígeno disponible en el metabolismo, y finalmente la fatiga muscular.

La acción potencial del músculo determinado (o fibra nerviosa) tiene una magnitud fija independiente de la intensidad del estímulo que genera respuesta, así, en un músculo, la intensidad con que actúa no incrementa la altura neta del impulso del potencial de acción, si no que aumenta el ritmo con se dispara cada fibra muscular y el número de fibras que se activan en un tiempo determinado. La dimensión de la forma de las ondas electromiográficas, su medida es la suma de todos los potenciales creados en un periodo determinado. Los potenciadores de acción se generan tanto, con polaridades positivas como negativas en un par de electros determinados, como a veces agregan y a veces se bloquea. De tal forma la señal EMG tiene un parecido a un ruido aleatorio y varía su dimensión de la actividad muscular, es la energía de la señal de función de la cantidad de actividad muscular y de los electrodos.

Bajo situaciones especiales se puede registrar los potenciales en acción de las fibras musculares e individuales, es el interés elemental esta actividad eléctrica de todo músculo. En este caso, la señal es la suma de todos los potenciadores de acción dentro del campo de electrodos, equilibrados cada uno por su distancia a los mismos.

Ya que la intensidad global de contracción muscular depende mucho de la cantidad de fibras activas y del tiempo de contracción, hay una conexión entre la cantidad global de unidades motoras activadas y de la contracción muscular. De tal forma, bajo ciertas condiciones de contracción isométricas, la integral tensión-tiempo de la señal tiene un vínculo lineal con la tensión isométrica voluntaria en un músculo.

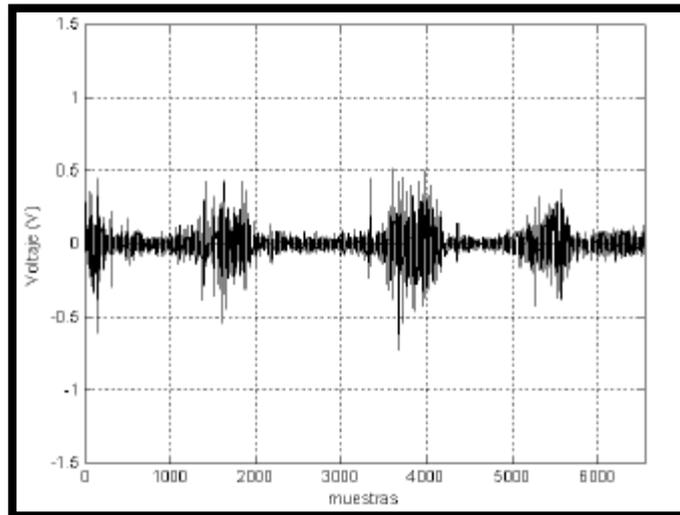


Figura 21. Señales de Electromiograma.

*Fuente:* Masin Luciano, Emanuel, & Prados Lautaro, Edgar. (2016). “Diseño, construcción y ensayo de un equipo acondicionador de señales mioeléctricas para su empleo como interface de control de actuadores”. Informe de proyecto integrador. Universidad Nacional de Córdoba, Córdoba Capital, Argentina. p., 14.

#### **2.2.2.4.4 Utilidad de la Electromiografía**

Según, Masin Luciano, Emanuel, & Prados Lautaro, Edgar. (2016). En su proyecto de investigación de “Diseño, Construcción y Ensayo de un Equipo Acondicionador de Señales Mioeléctricas para su Empleo como Interface de Control de Actuadores”. Informe de Proyecto Integrador. Universidad Nacional de Córdoba, Córdoba Capital, Argentina. págs. 14 - 15.

La EMG es una disciplina especializada que se ocupa de obtener las imágenes para la evaluación clínica y neurofisiológica de la actividad neuromuscular y de ciertos aspectos del sistema nervioso central (SNC), a partir del estudio de los potenciales eléctricos generados por los músculos durante el movimiento. Como es más sensible, permite descubrir alteraciones subclínicas o insospechadas; al ser cuantitativa permite determinar el tipo y grado de lesión neurológica.

El empleo aislado o secuencial de las diferentes técnicas (procedimientos) que se realizan permite:

- Distinguir entre lesiones del SNC y del SNP
- En patología neuromuscular, localizar y cuantificar diferentes tipos de lesiones con gran exactitud y precisión

H. Piper fue el primer investigador en estudiar la electromiografía en el 1912 en Alemania. Construyó un prototipo basado en un galvanómetro; en 1924 Gasser y Erlanger hicieron un estudio similar, pero ahora utilizando un osciloscopio; cuatro años después Proebster observó las señales producidas por la denervación de los músculos, abriendo así el campo de la EMG clínica. A partir de 1980 con la introducción de las computadoras se pudieron realizar grandes estudios y descomposición de las señales en pocos segundos, unos de los pioneros en ello fueron LeFever y De Luca.

Como la electromiografía tiene por objeto el estudio de la actividad muscular, no se puede pasar por alto la actividad de las unidades motoras. La velocidad de disparo de los potenciales de las mismas depende de la fuerza aplicada y la velocidad de contracción muscular. En una contracción del músculo esquelético, los rangos de potenciales van desde los 50 $\mu$ V hasta los 5mV. Existen dos formas principales de registrar las señales electromiográficas; la electromiografía de superficie o no invasiva (tomadas en la superficie del cuerpo sobre el músculo de interés) y la electromiografía invasiva (tomadas directamente en el músculo atravesando la piel con electrodos de aguja).

#### **2.2.2.4.5 Electrodo**

Según, Cifuentes, I. (2010). En su trabajo en su tesis de "*Diseño y construcción de un sistema para la detección de señales electromiográficas*". Tesis opción al título. Universidad Autónoma de Yucatán, Mérida, México, p., 5. Define a los electrodos como:

La manera de obtener información acerca de nuestro entorno y transferirla a algún aparato electrónico se lleva a cabo mediante un transductor, un transductor es un dispositivo capaz de transformar un tipo de energía de entrada a otro tipo de energía de salida. En el campo de la bioelectricidad los transductores utilizados son llamados electrodos; los electrodos hacen una transferencia iónica del tejido vivo

del cuerpo hacia un dispositivo electrónico, el cual se encarga de procesarla para posteriormente obtener información útil de la medición; entre las señales biológicas más estudiadas y registradas se encuentran las Electrocardiográficas (ECG), Electroencefalográficas (EEG), electromiográficas (EMG), por citar algunas. (Tabla 5).

Tabla 2.

*Señales bioeléctricas censadas a partir de electrodos biopotenciales.*

SEÑAL BIOELECTRICA	ABREVIACION	FUENTE BIOLOGICA
Electrocardiograma	EKG	Corazón – visto de la superficie
Electrocardiograma Cardiaco	---	Corazón – visto de adentro
Electromiograma	EMG	
Electroencefalograma	EEG	Musculo
Electrooptigrama	EOG	Cerebro
Electrorretinograma	ERG	Nervio del ojo
Potencia de Acción	---	Retina del ojo
Electrogastrograma	EKG	Nervio o Musculo
Reflejo galvico de la piel	GSR	Estomago  Piel

*Fuente:* Cifuentes, I. (2010). “Diseño y construcción de un sistema para la detección de señales electromiográficas”. Tesis opción al título. Universidad Autónoma de Yucatán, Mérida, México. p. 5.

#### **.2.2.2.4.6 Electromiografía Invasiva**

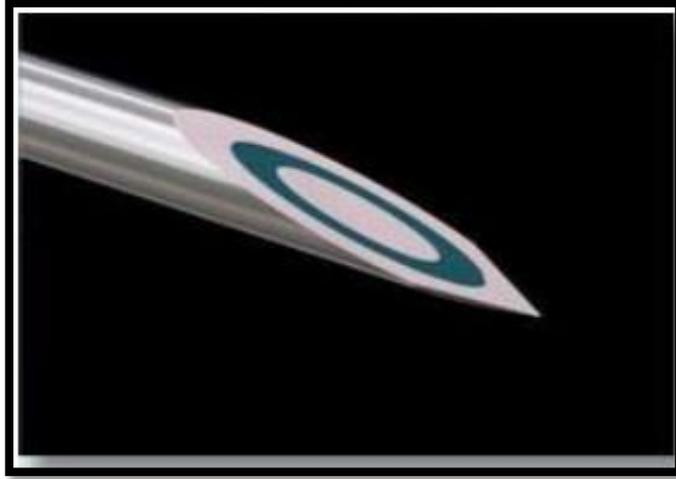
Según, Masin Luciano, Emanuel, & Prados Lautaro, Edgar. (2016). En trabajo de investigación "Diseño, construcción y ensayo de un equipo acondicionador de señales mioeléctricas para su empleo como interface de control de actuadores". Informe de Proyecto Integrador. Universidad Nacional de Córdoba, Córdoba Capital, Argentina. p., 16. Describe lo siguiente:

Se encarga de obtener el registro del potencial generado por una unidad motora en particular. Esta técnica es utilizada por diversas especialidades, sobre todo es utilizada en rehabilitación, medicina interna o traumatología, se utiliza para localizar áreas lesionadas, y así definir el área afectada del musculo, nervio, tronco o raíz nerviosa.

##### **2.2.2.4.6.1 Electrodo de Aguja**

Según, Masin Luciano, Emanuel, & Prados Lautaro, Edgar. (2016). En trabajo de investigación "Diseño, construcción y ensayo de un equipo acondicionador de señales mioeléctricas para su empleo como interface de control de actuadores". Informe de Proyecto Integrador. Universidad Nacional de Córdoba, Córdoba Capital, Argentina. p., 16. Define lo siguiente:

Electrodo de aguja, estudio consiste en insertar aguja de metal muy delgadas al musculo afectado directamente. Se requiere supervisión médica para la inserción de electrodos porque son bastante dolorosa, la electromiografía invasiva se limita a usos clínicos. Son usadas para diagnosticar enfermedades motoras. Esta característica dificulta en investigar el desarrollo de prótesis porque muchas pacientes consideran muy doloroso y molesto por el procedimiento de inserción.



*Figura 22.* Electrodo aguja.

*Fuente:* Masin Luciano, Emanuel, & Prados Lautaro, Edgar. (2016). “Diseño, construcción y ensayo de un equipo acondicionador de señales mioeléctricas para su empleo como interface de control de actuadores”. Informe de Proyecto Integrador. Universidad Nacional de Córdoba, Córdoba Capital, Argentina. p., 17.

#### **2.2.2.4.7 Electromiografía superficial.**

Según Masin Luciano, Emanuel, & Prados Lautaro, Edgar. (2016). En trabajo de investigación “Diseño, construcción y ensayo de un equipo acondicionador de señales mioeléctricas para su empleo como interface de control de actuadores”. Informe de Proyecto Integrador. Universidad Nacional de Córdoba, Córdoba Capital, Argentina. p., 16. Describe lo siguiente. p., 17.

También llamada Electromiografía no Invasiva, Se basa en una técnica en el uso de electrodos superficiales. Estos electrodos son instalados en la piel del musculo donde se desea obtener información. Esta técnica tiene la peculiaridad de que los registros obtenidos mediante ella muestran actividad poblacional de las unidades motoras, esto se debe que los electrodos, al estar en la superficie del musculo, no tienen la capacidad de captar la señal de ninguna sola unidad motora, por lo contrario, capturan la información de varias de ellas. Por lo cual esta técnica no es muy utilizada para diagnósticos médicos muy precisos. Sin embargo, el uso de los electrodos superficiales es más adecuado para el estudio de la actividad eléctrica de un musculo o grupo de músculos, esta técnica es muy utilizada para detectar la

fatiga muscular y para monitorear el rendimiento de un deportista. Principalmente este método es utilizado para el desarrollo de prótesis Mioeléctricas.

#### **2.2.2.4.7.1 Electrodo de Superficiales**

Según, Masin Luciano, Emanuel, & Prados Lautaro, Edgar. (2016). En trabajo de investigación "Diseño, construcción y ensayo de un equipo acondicionador de señales mioeléctricas para su empleo como interface de control de actuadores". Informe de Proyecto Integrador. Universidad Nacional de Córdoba, Córdoba Capital, Argentina. p., 16. Describe lo siguiente. p., 17.

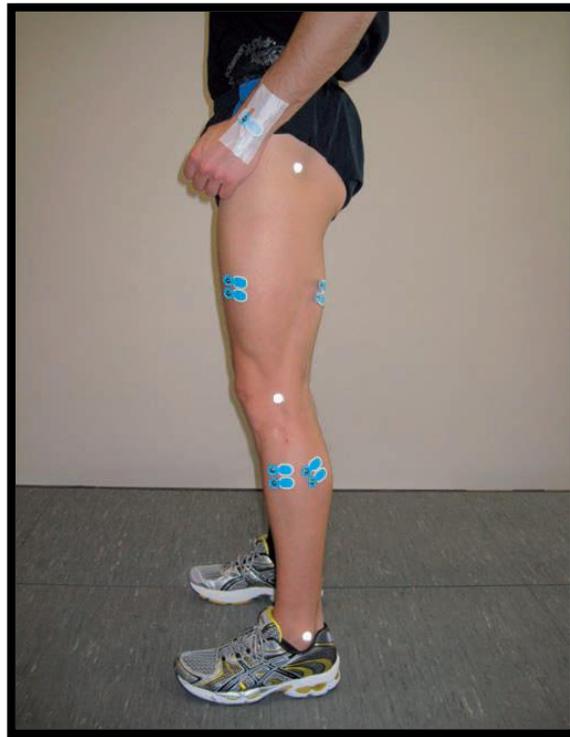
Los electrodos de superficiales son usados sobre la piel, estos electrodos suelen ser principalmente superficies de metal, sin embargo, hay que tomar algunas consideraciones ya que está en contacto con la piel los electrodos: la piel es un tejido conductor cuyo material intracelular y extracelular está compuesto de las soluciones electrolíticas, por la cual la corriente es transportada por iones; mientras que el metal es un material altamente conductor, por lo cual la corriente es transportada por electrones, en consecuencia, la interfaz electrodo piel es en sí muy ruidosa.

Dentro los electrodos de superficies existen varios tipos, se dividen principalmente en dos grandes grupos: electrodos secos y electrodos húmedos. Los electrodos húmedos son aquellos en los que entre la placa de metal y la piel se encuentra una sustancia electrolítica o gel conductor, esto se hace con el fin de minimizar el ruido intrínseco que se genera entre el contacto de la piel y el metal (impedancia electrodo-piel), mejorando la conductividad y el flujo de la corriente, y consiguiendo registros más estables.

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.

Es importante mencionar que se desea que la impedancia de contacto entre el electrodo y la piel sea lo más baja posible, y que se mantenga constante en el tiempo, con un comportamiento estacionario. Los electrodos secos de metales

altamente conductores que los electrodos de titanio y acero inoxidable, presentan una respuesta de impedancia de contacto bastante parecida y muy aceptable cuando se les compara con los electrodos de Ag/AgCl (Electrodo de plata/cloruro de plata).



*Figura 23.* Electromiografía superficial.

*Fuente:* Massó, N., Ferran, R., Romero, D., Gual, G., Costas, Ll., & German, A. (2010). Fisiología del ejercicio, Tercera edición, Madrid, España: Editorial Panamericana. <https://www.raco.cat/index.php/Apunts/article/download/196617/298837>.

#### **2.2.2.4.8 Fatiga Muscular**

Según, Tello Cardarso, Eva (2012). Fisioterapia EvaTello Cardarso recuperado de <https://www.fisioterapiaetc.com/fatiga-muscular/>

La fatiga muscular es el resultado de varios factores:

- Aparición de toxinas de fatiga: en este caso, el hígado juega un papel muy importante, ya que tiene función destoxicante.

- Acidificación del medio interno: es decir, la producción de ácido láctico, que aparece con la práctica de ejercicio anaerobio, y ácido pirúvico, también clave en el metabolismo.
- Trastornos del equilibrio iónico: como por ejemplo la falta de sodio, potasio, calcio, magnesio, etc.
- Déficit de hormonas corticosuprarrenales: encargadas de mantener el equilibrio sodio-potasio, o elevar el nivel de glucosa en sangre, entre otras funciones.

Los síntomas que pueden aparecer son: sensación de incomodidad y agotamiento, dolor, necesidad de detener la actividad, calambres, pequeñas sacudidas del músculo que se producen de manera involuntaria, etc.



*Figura 24. Fatiga Muscular.*

*Fuente:* Tello Cardarso, Eva (2012). Fisioterapia Eva Tello Cardarso recuperado de <https://www.fisioterapiaetc.com/fatiga-muscular/>

### 2.2.2.4.9 Arduino

Según, el distribuidor Infootec (2019). Infootec Recuperado de <https://www.infootec.net/arduino/>

Arduino Uno R3 es una placa electrónica de las muchas que tiene Arduino y con la que es muy fácil introducirse en el mundo de la programación electrónica, Arduino es una plataforma de código abierto (open-source) lo que permite realizar proyectos y modificaciones tanto de hardware como de software a cualquier persona sin ningún problema.

Vamos a ver las diferentes partes y características que tiene la placa electrónica Arduino Uno R3.

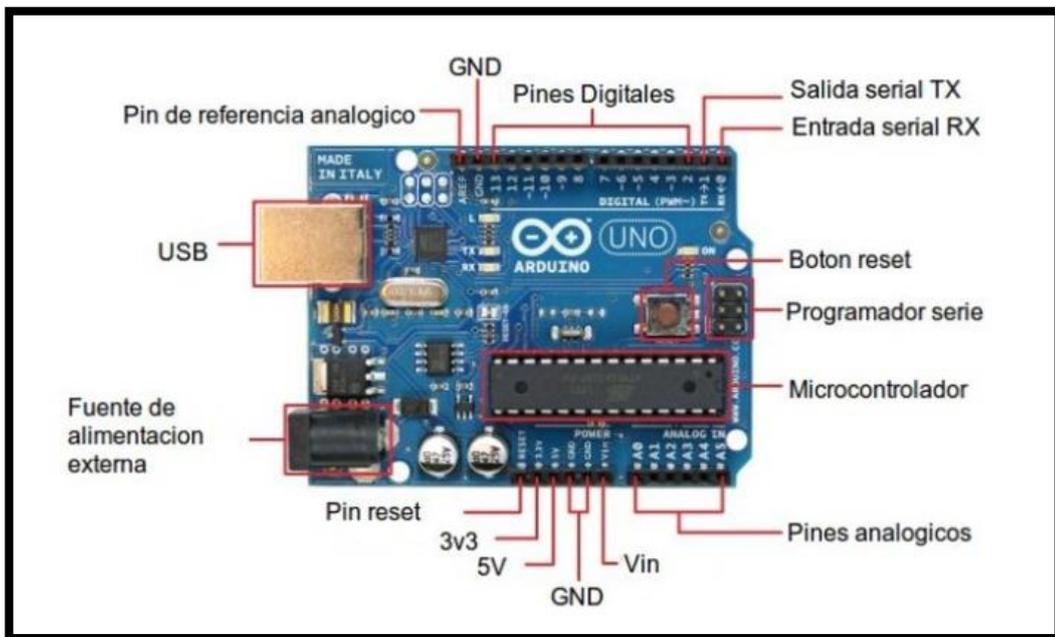


Figura 25. La placa Arduino Uno R3.

Fuente: Infootec.net. (2019). Infootec. Recuperado de <https://www.infootec.net/arduino/>

La placa electrónica Arduino Uno R3 puede ser alimentada de varias formas, con un cable USB conectado al ordenador o con una fuente externa.

Arduino cuenta con un zócalo donde se conecta un Jack de 2,1mm para conectar un adaptador que se encuentre entre los rangos de 7 – 12v que es la tensión recomendada.

La placa cuenta con un conector USB tipo-B para conectarlo al ordenador con el cual podemos programarlo y a su vez alimentarlo.

Pin VIN:

Este pin se puede usar de varias formas, si tenemos una fuente de alimentación conectada mediante un adaptador, lo que podemos hacer mediante este pin es obtener la alimentación para conectar otro dispositivo, pero tenemos que tener en cuenta que la placa no regulará la tensión y obtendremos la misma tensión que tenga el adaptador. Por otro lado, si tenemos conectado el USB, la tensión será regulada a 5v. Y si tenemos una fuente de alimentación externa como por ejemplo pilas, el borne positivo de la pila ira conectado al pin VIN y el borne negativo de la pila al pin GND, en este caso si la pila saca 10v la placa regulara la tensión a 5v.

Tabla 3.

Características técnicas del Arduino Uno R3.

• Microcontrolador	ATmega328P
• Tensión de funcionamiento	5V
• Voltaje de entrada (recomendado)	7-12V
• Voltaje de entrada (limite)	6-20V
• Digital pines I/O	14 (de los cuales 6 proporcionan una salida PWM)
• PWM digital pines I/O	6
• Pines de entrada analógica	6
• Corriente DC por Pin I/O	20mA
• Corriente DC para Pin 3.3V	60mA
• Memoria flash por el gestor de	32KB ATmega328P de los que 0,5 KB son utilizados arranque.
• SRAM	2KB ATmega328P
• EEPROM	1KB ATmega328P
• Velocidad de reloj	16 MHz
• Longitud	68,6 mm
• Anchura	53,4 mm
• Peso	25 g

Fuente Infootec.net. (2019). Recuperado de <https://www.infootec.net/arduino/>

Pin GND:

El pin GND es la tierra.

Pin 5v:

Este pin tiene varias funciones, podemos alimentar la placa mediante este pin, siempre que tengamos la fuente externa regulada a 5v. Por otro lado, si tenemos la placa alimentada tanto por el Jack como por USB, se puede alimentar otro componente con una tensión regulada de 5v.

Pin 3.3v:

Por este pin sacamos una tensión de 3.3v que es alimentada mediante el conector Jack o el USB. Los 3.3v se utilizan para alimentar dispositivos que requieren una tensión baja.

Pines de entradas analógicas:

La placa de Arduino cuenta con 6 pines de entradas analógicas, que van desde el pin A0 al A5, de los cuales proporcionan 10bits, llamados bits de resolución. La tensión que miden va de 0 a 5v, aunque es posible cambiar su rango usando una función con el pin AREF.

Pin IOREF:

El pin IOREF es una copia del pin VIN y se utiliza para indicar a los demás dispositivos conector a la placa que las tensiones de los pines de entrada y salida son 5v.

Pin RESET:

Este pin tiene el mismo funcionamiento que el botón RESET, se utiliza para reiniciar el microcontrolador.

Pines de entradas y salidas digitales:

Las entradas y salidas digitales son 14 y van desde el pin 0 al 13 y ofrecen una tensión de 5v.

Pines A5 SCL y A4 SDA:

Se pueden utilizar para conectar dispositivos que lleven a cabo comunicaciones mediante la librería Wire.

Pin AREF:

Ofrece un voltaje de referencia para las entradas analógicas.

Pines 1 TX y 0 RX:

Estos pines se utilizan para recibir y transmitir datos en serie.

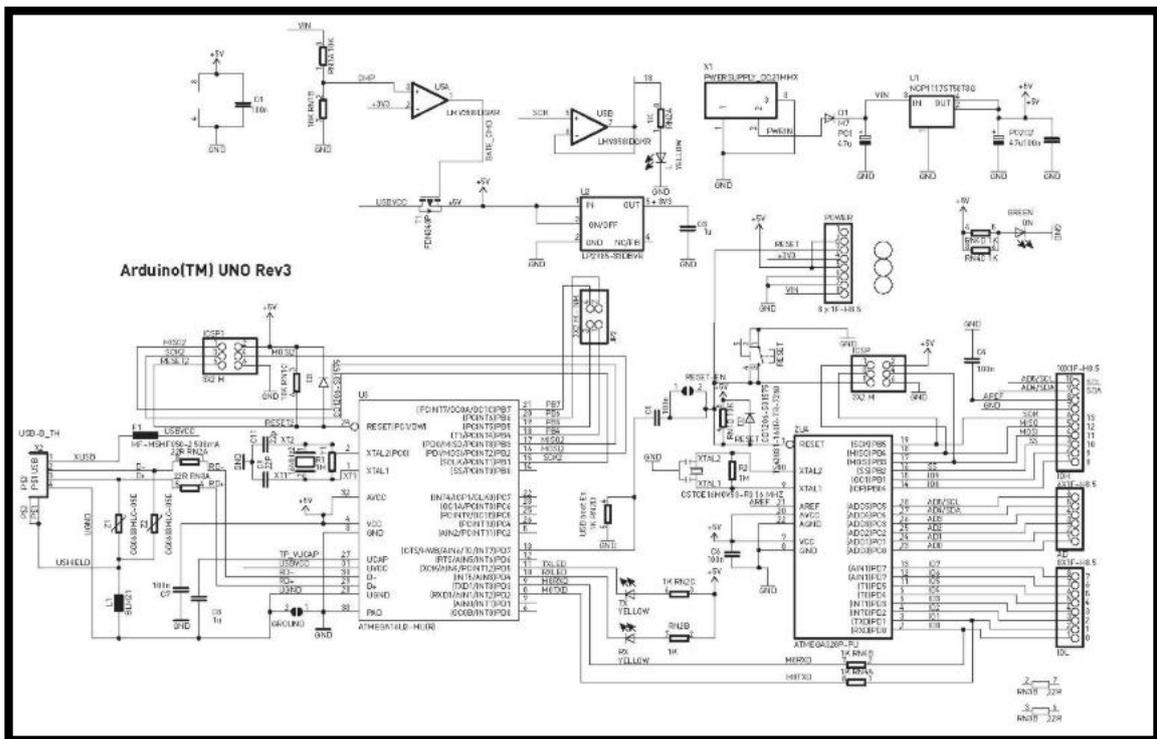


Figura 26. Esquema de la placa electrónica Arduino Uno.

Fuente: Infootec.net. (2019). Infootec. Recuperado de <https://www.infootec.net/arduino/Esquema de la placa electrónica Arduino Uno>.

El siguiente esquema representa la dirección de voltaje para alimentar la placa, podemos ver representado "USBVCC" para la alimentación por el puerto USB.

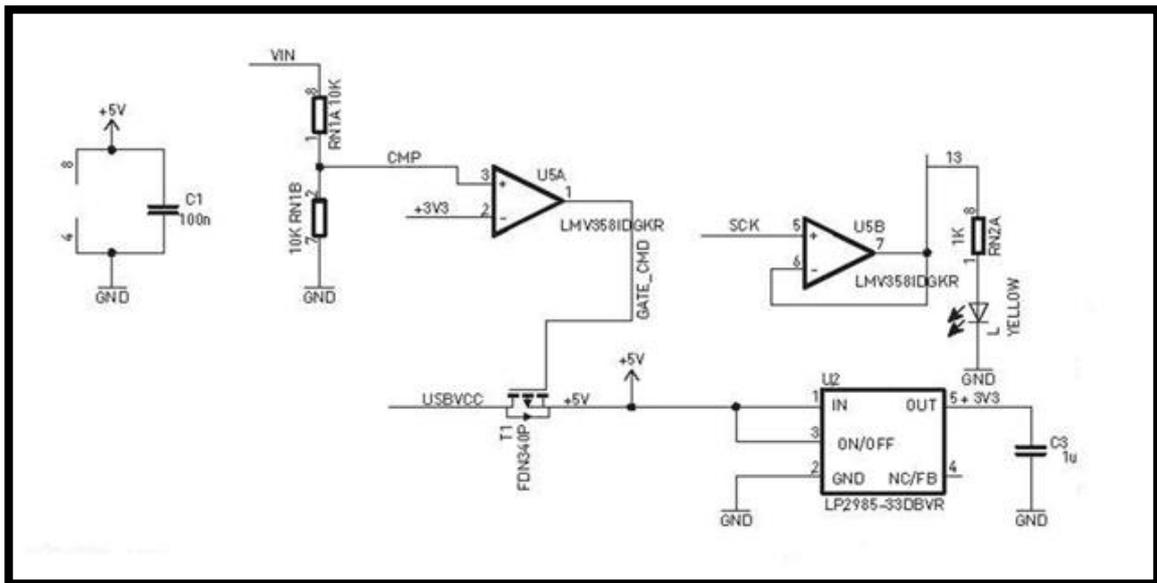


Figura 27. Esquema dirección de voltaje Arduino Uno.

Fuente: Infootec.net. (2019). Infootec. Recuperado de <https://www.infootec.net/arduino/Esquema de la placa electrónica Arduino Uno>.

En el siguiente esquema, también extraído del primer esquema electrónico de arriba, tenemos representado la entrada principal de tensión a través del jack de alimentación.

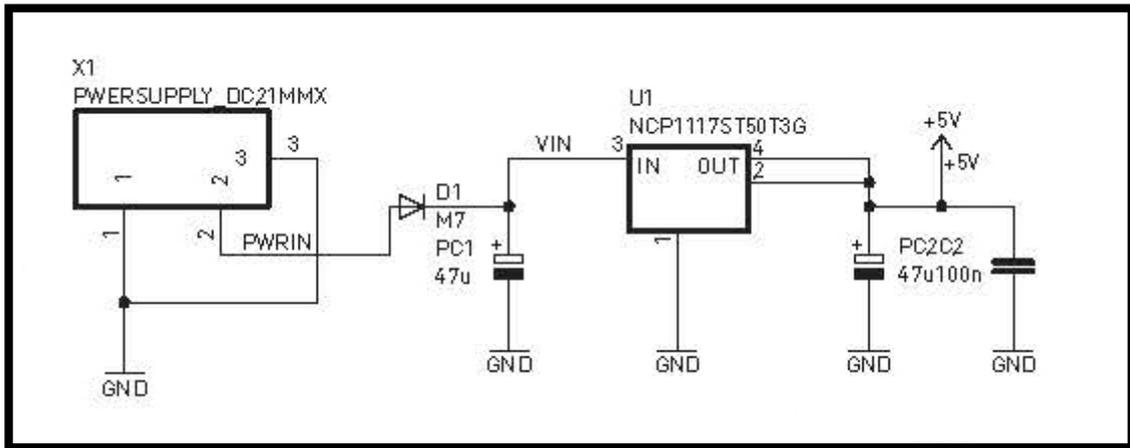


Figura 28. Jack de alimentación

Fuente: Infootec.net. (2019). Infootec. Recuperado de <https://www.infootec.net/arduino/Esquema de la placa electrónica Arduino Uno>.

Por último tenemos el esquema siguiente, donde se procesa toda la información, el chip principal para procesar la información es el Atmega328P:

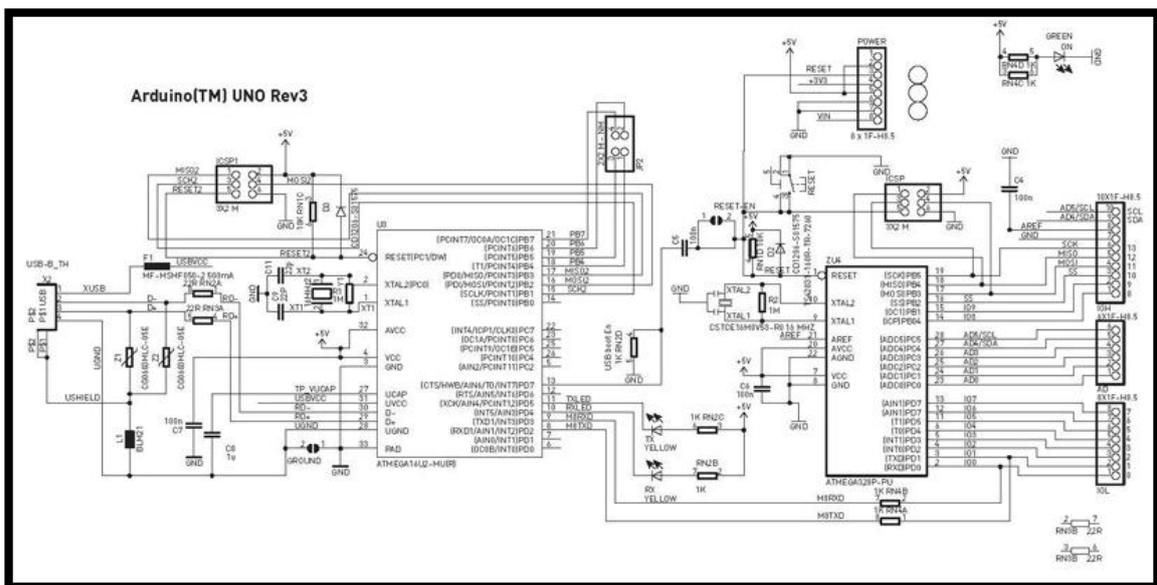


Figura 29. Esquema del chip Atmega328P.

Fuente: Infootec.net. (2019). Infootec. Recuperado de <https://www.infootec.net/arduino/Esquema de la placa electrónica Arduino Uno>.

El entorno de programación más utilizado es Arduino IDE, descargable desde la página oficial de Arduino:



Figura 30. Entorno de la programación del Arduino

Fuente: Infootec.net. (2019). Infootec. Recuperado de <https://www.infootec.net/arduino/Esquema de la placa electrónica Arduino Uno>.

Lo único que debemos hacer es seleccionar el sistema operativo desde donde vamos a ejecutar nuestro entorno arduino ide y listo.

Cuando abrimos el entorno de programación "arduino ide" veremos la siguiente ventana donde podremos empezar a programar:

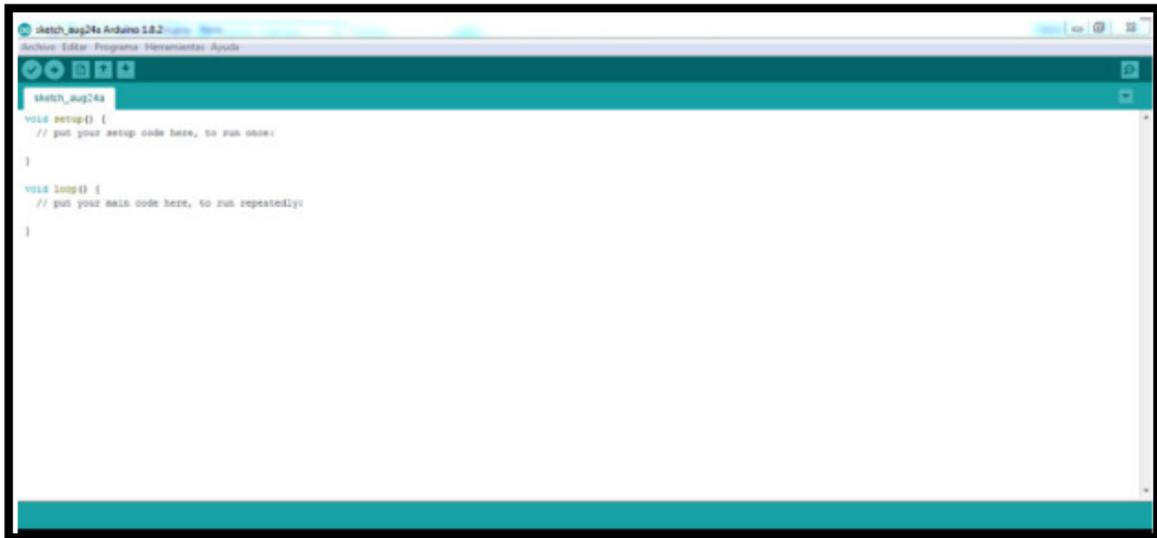


Figura 31. Ventana de programación

*Fuente:* Infootec.net. (2019). Infootec. Recuperado de <https://www.infootec.net/arduino/Esquema de la placa electrónica Arduino Uno>.

Lo único que debemos hacer es seleccionar el sistema operativo desde donde vamos a ejecutar nuestro entorno arduino ide y listo.

Cuando abrimos el entorno de programación "arduino ide" veremos la siguiente ventana donde podremos empezar a programar:

En el menú horizontal superior podemos ver las pestañas: Archivo, editar, programas, herramientas y ayuda.

Una vez conectada nuestra placa Arduino Uno al ordenador a través del puerto USB deberemos seleccionarla desde la pestaña herramientas, dentro de herramientas seleccionaremos "Placa" y dentro de placa seleccionamos "Arduino/Genuino Uno".

Por último, tendremos que seleccionar el puerto que el ordenador te asigna para comunicarte con el entorno de programación, esto lo haremos desde la pestaña "herramientas", dentro de "herramientas" seleccionamos "puerto", y dentro de "puerto" tendremos que ver el puerto asignado para la comunicación vía usb con la placa arduino.

Un primer programa para comprobar que todo funciona correctamente podría ser:

A screenshot of an Arduino IDE window. The window title is "Arduino". The code is as follows:

```
1 //Primer programa con arduino uno
2 void setup(){
3   pinMode(13, OUTPUT);
4 }
5
6 void loop(){
7   digitalWrite(13, HIGH);
8   delay(1000);
9   digitalWrite(13, LOW);
10  delay(1000);
11 }
```

Figura 32. Programa para verificar si funciona el Arduino

Fuente: Infootec.net. (2019). Infootec. Recuperado de <https://www.infootec.net/arduino/Esquema de la placa electrónica Arduino Uno>.

El resultado de este programa es encender el led interno en la placa arduino y apagarlo con un intervalo de un segundo.

Con este ejemplo verificamos que tanto la comunicación como la ejecución del programa funcionan correctamente.

### 2.3 Definición de términos básicos

ARDUINO: Plataforma de hardware libre.

EMG: Electromiografía.

EMGS: Electromiografía de Superficie.

FES: Estimulación eléctrica funcional.

FFT: Transformación Rápida de Fourier.

JITTER: Es la variabilidad temporal durante el envío de señales digitales.

PUM: Potencial de la unidad motriz.

MATLAB: MATrix LABoratory.

MVC: Contracción voluntaria máxima.

MyoWare: Es la versión mejorada del sensor muscular de Advancer Technologies.

MOTONEURONA. Sistema Nervioso Central.

MUAP: Potencial de acción de unidad motora.

OOP: programación orientada a objetos.

PA: Potencial en Acción.

PTPa: Amplitud de pico a pico.

PTPd: Duración pico a pico.

PIC: Es un microcontrolador de Microchip.

PWM: Modulación por ancho de pulso.

RTP: Tiempo en alcanzar el valor máximo.

RAW: root mean square (media cuadrática).

RUP: Proceso Unificado de Rational.

RMS: wide frequency spectrum (amplio espectro de frecuencias).

SDM: Metodología de Desarrollo de Software.

SNA: Sistema nervioso autónomo.

SNP: Sistema nervioso periférico.

Stakeholders: Se refiere a todas aquellas personas u organizaciones afectadas por las actividades y las decisiones de una empresa.

UML: Lenguaje unificado de modelado.

VIN: Entrada de voltaje.

## **III MÉTODOS Y MATERIALES**

### **3.1 Hipótesis de la investigación**

#### **3.1.1 Hipótesis general**

El Aplicativo informático influye en el Registro y Visualización en la actividad de los músculos de los miembros inferiores.

#### **3.1.2 Hipótesis específicas**

El aplicativo informático de registro influye en la actividad de los músculos de los miembros inferiores.

El aplicativo informático de visualización influye en la actividad de los músculos de los miembros inferiores.

### **3.2 Variables de estudio**

#### **3.2.1 Definición conceptual**

Según Sampieri, R. Fernández, C. & Batista, M. (2014), "*Metodología de la Investigación*". México DF, México: McGraw-Hill, Quinta Edición, p., 93, definen las variables:

Define la variable como una propiedad que puede fluctuar y cuya variación es susceptible de medirse u observarse. Ejemplos de variables son el género, la religión, la resistencia de un material etc. El concepto de variable se aplica a personas u otros seres vivos, objetos, hechos y fenómenos, los cuales adquieren diversos valores respecto de la variable referida. Por ejemplo, la inteligencia.

### 3.2.2. Definición Operacional

Tabla 4.

*Definición Operacional.*

VARIABLES	DIMENSIONES	INDICADORES	MEDICIONES	INSTRUMENTO
Variable Independiente	Lenguaje de Programación	Lenguaje programación en Matlab	Voltaje	Ficha de evaluación
Aplicativo Informático	Metodología del Desarrollo	Metodología OOP		
Variable Dependiente	Músculos del miembro inferior	La amplitud del pico principal.		
Registro y Visualización de la Actividad Muscular de Los Miembros Inferiores	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Gemelo Interno</li> <li>✓ Tibial Anterior</li> </ul>	<p>Los cambios de fase de la señal.</p> <p>La duración y la estabilidad de la misma.</p>		

*Fuente: Propia*

### 3.3 Tipo y Nivel de la Investigación

Según, Jiménez, R. (1998), "*Metodología de la Investigación. Elementos básicos para la investigación clínica.*". La Habana, Cuba: Ciencias Médicas, págs.,14, define el tipo de investigación aplicada:

Si el problema surge directamente de la práctica social y genera resultados que pueden aplicarse (son aplicables y tienen aplicación en el ámbito donde se realizan) la investigación se considera aplicada. Es obvio, que la aplicación no tiene forzosamente que ser directa en la producción o en los servicios, pero sus resultados se consideran de utilidad para aplicaciones prácticas. En el ámbito de la medicina clínica, las investigaciones aplicadas pueden contribuir a generar recomendaciones sobre normas de tratamiento, de métodos para diagnóstico o de medidas de prevención secundaria.

Según Sampieri, R. Fernández, C. & Batista, M. (2014), "*Metodología de la Investigación*". México, DF, México: McGraw-Hill, Quinta Edición. pág. 4, define el nivel de investigación cuantitativo:

Nivel de la investigación cuantitativo (que representa, como dijimos, un conjunto de procesos) es secuencial y probatorio. Cada etapa precede a la siguiente y no podemos "brincar o eludir" pasos, el orden es riguroso, aunque, desde luego, podemos redefinir alguna fase. Parte de una idea, que va acotándose y, una vez delimitada, se derivan objetivos y preguntas de investigación, se revisa la literatura y se construye un marco o una perspectiva teórica. De las preguntas se establecen hipótesis y determinan variables; se desarrolla un plan para probarlas (diseño); se miden las variables en un determinado contexto; se analizan las mediciones obtenidas (con frecuencia utilizando métodos estadísticos), y se establece una serie de conclusiones respecto de la(s) hipótesis.

Se utilizó el método de Investigación es Cuantitativo, Porque se trata de demostrar la validez de la hipótesis "El Aplicativo informático influye en el Registro y Visualización en la actividad de los músculos de los miembros inferiores"

### **3.4 Diseño de la Investigación**

Según Sampieri, R. Fernández, C. & Batista, M. (2014), "*Metodología de la Investigación*". México, DF, México: McGraw-Hill, Quinta Edición. pág., 149, definen el tipo de la investigación no experimental:

La investigación no experimental, son estudios que se realizan sin la manipulación deliberada de variables y en los que sólo se observan los fenómenos en su ambiente natural para después analizarlos.

La investigación que se realiza sin manipular deliberadamente variables. Es decir, se trata de estudios en los que no hacemos variar en forma intencional las variables independientes para ver su efecto sobre otras variables. Lo que hacemos en la investigación no experimental es observar fenómenos tal como se dan en su contexto natural, para analizarlos.

Según Sampieri, R. Fernández, C. & Batista, M. (2014), "*Metodología de la Investigación*". México, DF, México: McGraw-Hill, Quinta Edición. pág., 151, definen el tipo de la investigación Transversal:

Diseño investigación transversal recolectan datos en un solo momento, en un tiempo único. Su propósito es describir variables y analizar su incidencia e interrelación en un momento dado.

En esta tesis se utilizó el diseño de investigación es no experimental transversal porque no se pueden manipular las dimensiones de la variable independiente ni tampoco la variable dependiente.

Se utilizó el diseño No Experimental - Transversal, de tipo aplicativo y método Cuantitativo.

### **3.5 Población y Muestra del estudio**

#### **3.5.1 Población**

Según Sampieri, R. Fernández, C. & Batista, M. (2014), "*Metodología de la Investigación*". México, DF, México: McGraw-Hill, Quinta Edición. pág., 174, define:

La población como conjunto de todos los casos que concuerdan con determinadas especificaciones.

La población está conformada por 25 pacientes del policlínico Santa Lucía del distrito de San Juan de Miraflores.

### **3.5.2 Muestra**

Según Sampieri, R. Fernández, C. & Batista, M. (2014), "*Metodología de la Investigación*". México, DF, México: McGraw-Hill, Quinta Edición. pág., 175 define:

La muestra es, en esencia, un subgrupo de la población.

López (1998,123), "la muestra es censal es aquella porción que representa toda la población".

La muestra es censal, porque se va a trabajar con toda la población por ser relativamente pequeña. Debido a no necesitar de muestreo la presente investigación para seleccionar los elementos de la muestra censal y en consecuencia no existió error muestral.

## **3.6 Técnicas de instrumentos de recolección de datos.**

### **3.6.1. Técnica.**

Se utilizó como técnica de recolección de datos.

### **3.6.2. Instrumento:**

El instrumento que se utilizó fue la ficha de recolección de datos. Se procedió con el llenado de los datos personales de cada paciente y de los músculos inferiores a estudiar: "Gemelo externo" y "Tibial anterior".



### 3.6.2.1 Confiabilidad del Instrumento

Sampieri (2014) menciona:

La confiabilidad de instrumento de medición se refiere al grado que su aplicación repetida al mismo individuo u objeto produce resultados iguales afirma Kellstedt y Whitten. Afirma en su libro Los fundamentos de la investigación en ciencias política define la confiabilidad “es el grado en que un instrumento produce resultados consistentes y coherentes” quiere decir el instrumento arroja medidas congruentes de una medición a la siguiente. (p.200).

### 3.6.2.2 Validez del Instrumento

Tabla 5.

*Validación de Expertos*

---

Mg. Ing. Barrantes Ríos Edmundo José	Experto Metodológico
--------------------------------------	----------------------

---

Mg. Ovalle Paulino, Christian	Experto Temático
-------------------------------	------------------

---

*Fuente:* Elaboración propia

### 3.7. Métodos de Análisis de Datos

El análisis de datos se llevará a cabo con los valores que se obtendrán mediante la aplicación y el instrumento elegido para la recolección de datos como es la ficha de recolección de datos elaborada para la variable independiente y la variable dependiente.

Las cuáles serán procesadas de la siguiente manera:

Se elaborará un aplicativo informático para medir la variable dependiente, con la finalidad de agilizar el análisis de la información y garantizar su posterior uso e interpretación.

Para analizar cada una de las variables se utilizó Windows 8.1 Profesional y una laptop con la siguiente característica Intel Core i5, asimismo se procesó la información obtenida con el dispositivos y procesadas con el programa Matlab R2017a MATrix LABoratory y un programa estadístico IBM SPSS software.

El conjunto de procedimientos estratégicos para medir la variable Aplicativo informático, se obtendrán a partir de las siguientes dimensiones: lenguaje de programación y metodología desarrollo. Para medir la variable Registro y visualización de la actividad muscular del miembro Inferior usando dispositivo OPENBCI-EMG se obtendrán a partir de las siguientes dimensiones: gemelo externo, tibial anterior. Se incorpora particularmente el programa informático Statistical Package for Social Sciences (SPSS), la cual se utilizará en este trabajo de investigación.

El análisis de datos cuantitativos se realizará tomando en cuenta los niveles de medición de la variable y mediante la estadística; que permitió describir y poner de manifiesto las principales características de las variables, tomadas individualmente.

### **3.8. Aspectos deontológicos**

Este proyecto se ejecutó y se gestionó con la aprobación de la Universidad Privada Telesup.

Los principios de ética establecidos en este proyecto:

**Autonomía:** Se resguardo la seguridad de los participantes allí se consideró la colaboración libre y voluntaria, resguardando su anonimato y custodiado confidencialmente la información recolectada.

**Beneficencia:** el desarrollo de la presente investigación beneficia a los investigadores, médicos y técnicos terapistas pues se ocupó de una problemática poco estudiada y que les atañe directamente.

En el estudio no existió riesgos físicos y/o psicológicos o alteraciones de calidad de vida ni daños a los participantes, además que la información recolectada está bajo responsabilidad del investigador quien garantizo el resguardo respectivo.

El valor de esta investigación radico en la obtención de resultados obtenidos mediante la medición que sirvió para ayudar al desarrollo e investigación científica y ofrecer alternativas de solución ante una lesión muscular.

## IV RESULTADOS

### 4.1 Resultados Descriptivos

#### - Registro de la actividad muscular del gemelo externo

Tabla 6.

*Estadísticos: Análisis Descriptivo de la señal del músculo gemelo externo.*

N	Validos	25
	Pedidos	0
media		4,3228
Mediana		4,3000
Moda		4,50
<u>Desv. tip</u>		,25600
Mínimo		4.0
Máximo		4,8

Fuente: propia

En la tabla 9 se puede observar los datos muestrales de los 25 registros del músculo del gemelo externo, donde se puede apreciar que la media con un valor de 4.32 voltios, la mediana con 4.30 voltios, la una moda con 4.5 voltios y una desviación estándar de 0.25, entre los valores extremos tenemos que como registro mínimo el valor de 4.0 voltios y valor máximo de registro es de 4.8 voltios.

En la Figura 33 se muestra el histograma que corresponden al músculo gemelo externo, se puede apreciar que el valor 4.5 es el valor que más veces se registró seguido por los valores de 4.05, 4.10 y 4.2 voltios respectivamente, lo que demuestra que este músculo trabaja constantemente y en una escala mayor, realizando mayor esfuerzo.

El esfuerzo realizado por este músculo es casi en la mayoría llevado al extremo, debido a que el sistema se alimenta con 5 voltios, su valor máximo que se pueda registrar es de 5 voltios, por ello si tenemos registros que van desde 4.0 voltios a 4.08 voltios, quiere decir que se está registrando valores casi máximos por ello el

musculo trabaja en la mayoría de los casos a su máxima capacidad ello logrado por la biofísica y fisiología del musculo, lo que se corrobora con la señal que se puede visualizar y analizando su funcionamiento.

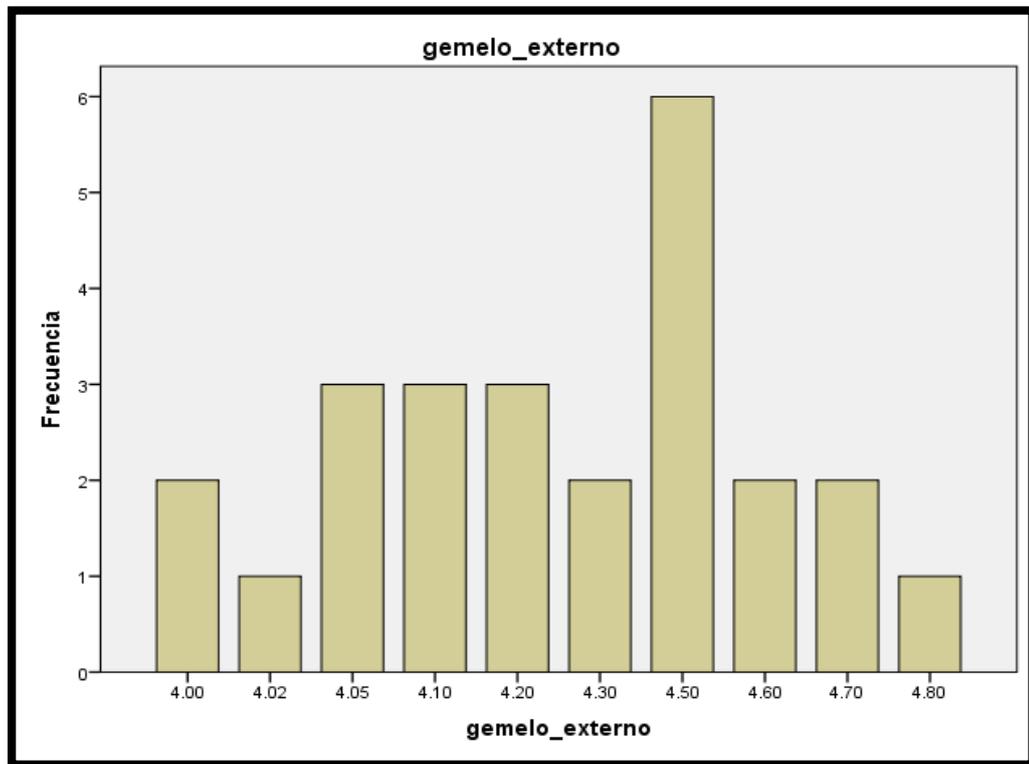


Figura 33. Histograma de los registros del músculo gemelo externo.

Fuente: propia.

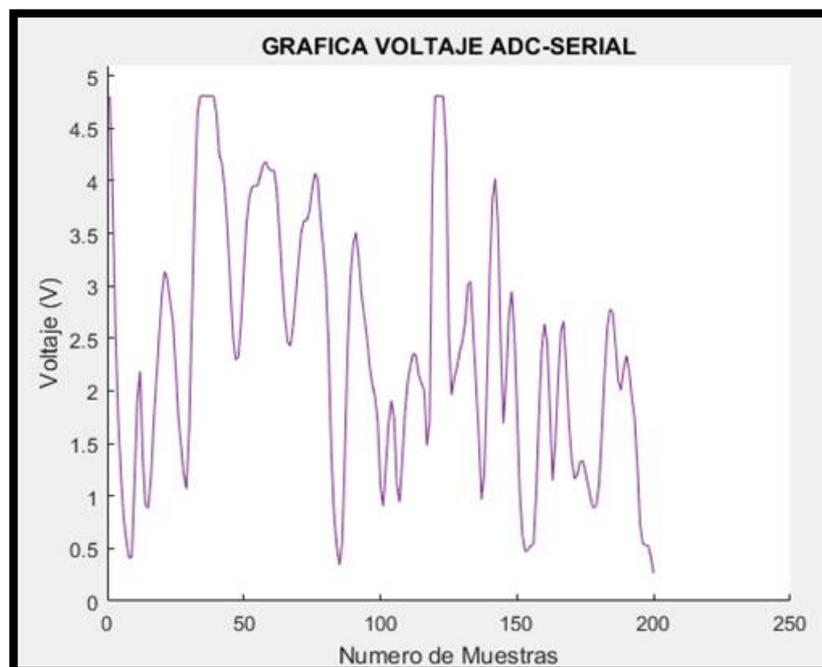


Figura 34. Visualización de la señal del músculo gemelo externo con sus valores de registro en voltios con respecto al tiempo o número de muestras.

Fuente: propia



Figura 35. Vista del músculo gemelo externo y su posición en el sistema muscular humano.

Fuente: propia.

- **Registro de la actividad muscular del tibial anterior**

Tabla 7.

Estadísticos: *Análisis Descriptivo de la señal del músculo tibial anterior.*

N	Validos	25
	Pedidos	0
media		1,9640
Mediana		2,0000
Moda		1,90 <sup>a</sup>
<u>Desv tip</u>		,18000
Mínimo		1,5
Máximo		2,2

Fuente: propia

a. Existen varias modas. Se mostrará el menor de los valores

En la Tabla 10 se puede apreciar los datos muestrales de los 25 registros del músculo tibial anterior, donde la media presenta un valor de 1.96 voltios, la mediana de 2.0 voltios, con una moda de 1.9 voltios y una desviación estándar de 0.18, entre

los valores extremos tenemos como registró mínimo como valor de 1.5 voltios y como valor máximo el registro de 2.2 voltios.

En la Figura 36 se muestra el histograma del músculo tibial anterior, se puede apreciar que los registros entre los valores de 1.9 voltios hasta los 2.10 voltios son los valores que se repiten con mayor frecuencia y el valor de 1.5 voltios es el que se repite con menos frecuencia con un solo registro de los 25 registros.

El esfuerzo realizado por este musculo es en su mayoría es de casi el 50% de lo que se puede registrar, debido al valor máximo registrado de 2.2 se puede decir que es un músculo de trabajo de soporte porque su trabajo es brindar soporte a otros músculos que realizan mayor trabajo. Ello por su fisiología del musculo.

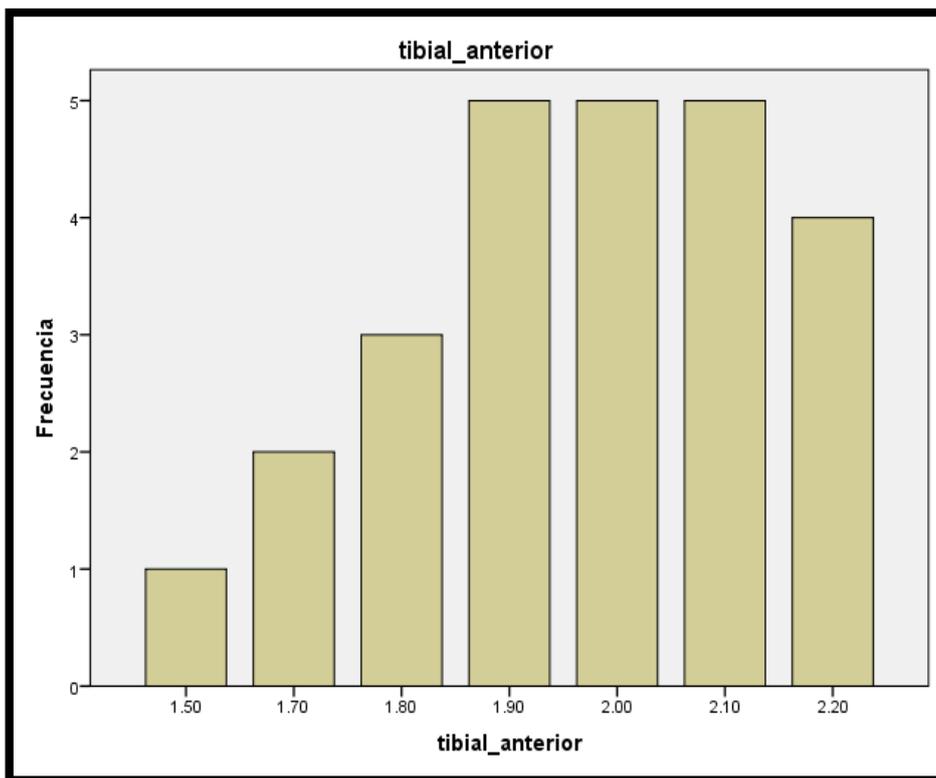
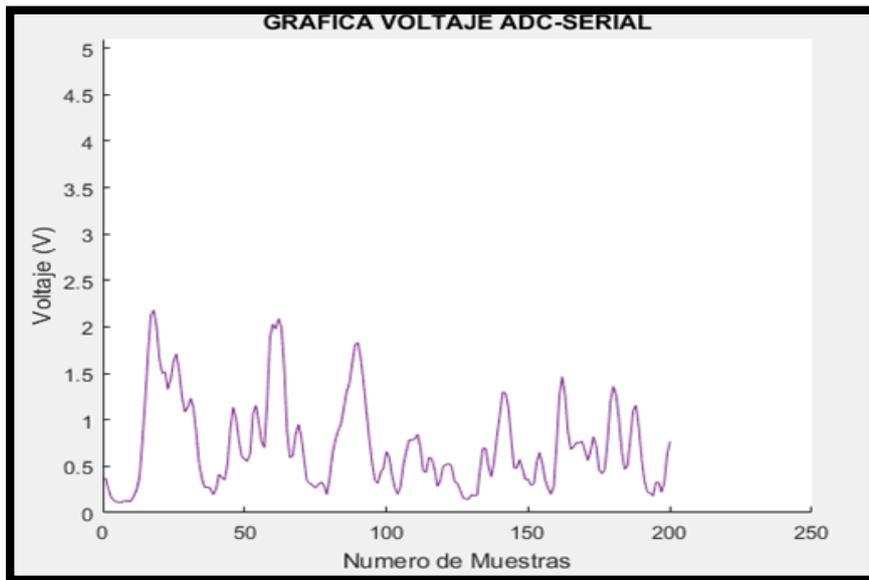


Figura 36. Histograma de los registros del músculo tibial anterior

Fuente: propia.



*Figura 37:* visualización de la señal del músculo tibial anterior con sus valores de registro en voltios con respecto al tiempo o número de muestras.

*Fuente:* propia



*Figura 38.* Vista del músculo tibial anterior y su posición en el sistema muscular humano.

*Fuente:* propia

## 4.2 Análisis Comparativo

Análisis Comparativo de los valores del músculo tibial anterior y el gemelo externo

Como se puede observar estos dos músculos registran valores diferentes porque cada está diseñado a realizar tareas diferentes, quien realiza mayor trabajo es el musculo gemelo externo en comparación con el musculo tibial anterior, debido a que su actividad muscular se ve reflejado con un valor de voltaje mayor en comparación con el músculo tibial anterior.

Tabla 8.

*Comparación entre los valores de los registros de los músculos tibial anterior y el gemelo externo.*

		Tibial anterior	Gemelo externo
N	Validos	25	25
	Pedidos	0	0
	Media	1,9640	4,3228
	Mediana	2,0000	4,3000
	Moda	1,90 <sup>a</sup>	4,50
	<u>Desv tip</u>	,18000	,25600
	Mínimo	1,5	4,0
	Máximo	2,2	4,8

*Fuente:* Propia

- a. Existen varias modas. Se mostrará el menor de los valores.

En la Figura 39 se observa los valores promedio entre los registros del músculo gemelo externo y tibial anterior. Donde el primero tiene mayor voltaje en su registro producto de su mayor actividad muscular.

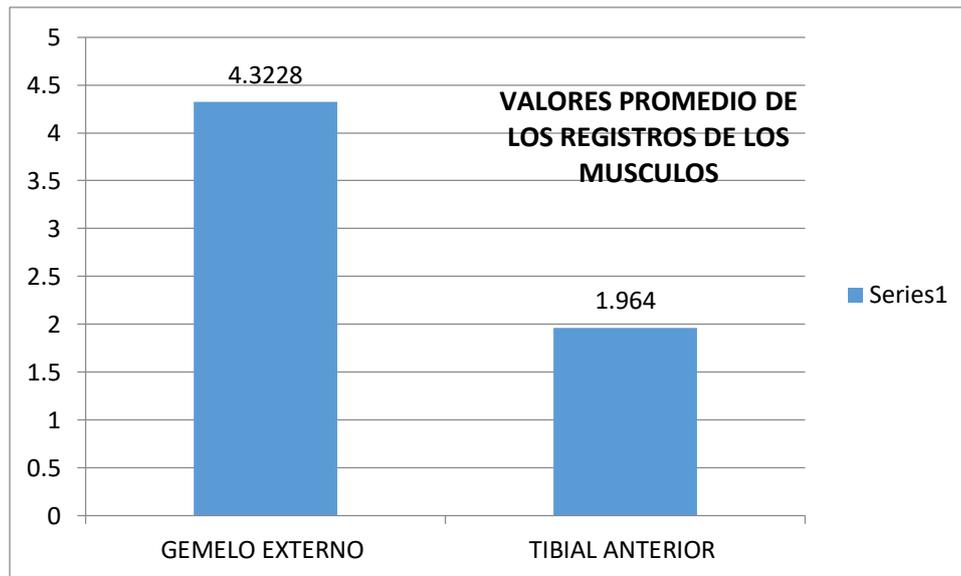


Figura 39. Comparativa del registro de los músculos gemelo externo y tibial anterior

Fuente: Propia

### 4.3 Análisis Inferencial

Pruebas de Normalidad para los registros de los músculos gemelo externo y tibial anterior

Se realizó la prueba de normalidad Shapiro-Wilk, para los datos de muestra de los 25 registros de los Músculo gemelo externo y tibial anterior, se realizó mediante la prueba de Shapiro-Wilk, debido a que la muestra es menor que 50.

Tabla 9.

*Prueba Shapiro - Wilk – para los registros de los músculos gemelo externo y tibial anterior.*

	Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.
Gemelo externo	,902	25	,020
Tibial Anterior	,934	25	,108

*Fuente:* Propia usando SPSS

\*. Este es un límite inferior de la significación verdadera

a. Corrección de la significación de Lilliefors

Donde:

- Gemelo externo: registros del músculo gemelo externo de miembro inferior.
- Tibial anterior: registro del músculo tibial anterior de miembro inferior.

Como se observa en la Tabla N°12, el valor de Significancia es menor a 0.05, por lo tanto, adopta una distribución no normal, en consecuencia los registros tomados son correctos.

## V DISCUSIÓN

En la presente investigación tiene como propósito presentar un aplicativo informático de registro y visualización de la actividad muscular de miembro inferior usando dispositivo OPENBCI-EMG, describiendo cada variable y dimensión, para ello se compara los resultados obtenidos de esta investigación con las conclusiones de los antecedentes y teorías referenciados en el capítulo II. A continuación se discute los principales hallazgos:

1.- En la tesis de Alva Coras, C. A. (2012). *“Procesamiento de señales de electromiografía superficial para la detección de movimiento de dos dedos de la mano”*. Universidad Ricardo Palma, Se diseñó un sistema electrónico el cual es capaz de discriminar entre la flexión del dedo meñique y pulgar de la mano. El error obtenido se encuentra al inicio de las muestras dado que es necesario contar con un entrenamiento previo. Se concluye que debido a la simplicidad de la comparación de umbrales de las envolventes de los dos canales sEMG, es posible determinar que dedo(s) se llegó a flexionar.

2.- En la presente tesis de Álvarez Herrera, P. D. (2017). *“Influencia de la retroalimentación visual en el control de una interfaz cerebro computador mediante imaginación motora”*. Pontificia Universidad Católica, estos resultados indican que la retroalimentación mediante manos robóticas influye positivamente en mayor medida que la retroalimentación mediante animación, sin embargo, estos resultados deben ser validados con una cantidad mayor de sujetos. Una razón para esta diferencia podría ser que las manos robóticas usadas son más semejantes a las humanas que las manos de animación, que tienen una apariencia metálica y rígida, y por ello facilitarían el proceso de imaginación motora.

Las exactitudes de clasificación individuales indican grandes diferencias entre los participantes al momento de controlar la Interfaz Cerebro Computador. Esto demuestra la gran diversidad entre los individuos al generar Desincronización y Sincronización Relacionada a Eventos.

En los resultados se observa claramente que las exactitudes de clasificación son mayores cuando se utilizan los ensayos de 4 segundos; a diferencia de cuando se

utilizan intervalos de 1 segundo. Esto se debe, a que los ensayos completos, por durar más tiempo, contienen mayor información sobre el tipo de imaginación motora que se está realizando.

3.- En el trabajo de investigación de Córdova Ricapa, F. (2013). “*Desarrollo de un sistema para la evaluación de la actividad muscular mediante electrodos de superficie*”. Pontificia Universidad Católica, se logró desarrollar un sistema capaz de evaluar la actividad muscular de las extremidades superiores e inferiores mediante el uso de electrodos de superficie. Asimismo, se logró analizar e interpretar las señales obtenidas durante la contracción de estos músculos.

El circuito de alimentación diseñado fue capaz de alimentar de forma adecuada todas las partes del sistema desarrollado de tal manera que estas funcionen adecuadamente.

Las etapas de digitalización, comunicación y la interfaz desarrollada en Matlab hicieron posible mostrar los datos obtenidos durante la contracción muscular de tal manera que estos puedan ser analizados posteriormente.

A raíz de los ensayos realizados a diferentes personas y con diferentes cantidades de pesos, se pudo concluir que las señales EMG varían tanto en relación al músculo del cual se está adquiriendo la señal como al tipo de paciente al que se le está realizando el estudio, es decir, dependiendo del estado físico de la persona, su contextura y la periodicidad con que realiza ejercicios físicos.

4.- En el presente trabajo de investigación, González, C, Pérez, N, Salas, M & Sierra, S. (2014) en su trabajo de “*Análisis electromiográfico a nivel de rodilla durante el gesto de subir escaleras, analizado en sujetos sanos con y sin dolor muscular inducido: un estudio experimental*” Tesis de grado. Universidad Andrés Bello, Santiago, Chile. En el presente estudio se presentó la siguiente interrogante, ¿Cuál es el patrón de activación muscular evaluado mediante electromiografía, en estudiantes universitarios entre 18 y 25 años, comparando sujetos con y sin dolor inducido, durante el gesto motor de subir escaleras, analizado en la UNAB durante los meses Noviembre – Diciembre del 2013?. Para dar respuesta a esta interrogante se caracterizó la actividad electromiográfica de extremidad inferior, en

adultos con y sin dolor muscular inducido a nivel de rodilla, durante el gesto motor de subir escaleras, donde se obtuvieron los porcentajes de activación, la amplitud de la señal y el perfil de activación.

En cuanto a los porcentajes de activación electromiográficos se realizó un promedio de estos para cada músculo y condición (control y experimental), se logró verificar que para 3 de los músculos evaluados, Vastus Lateralis, Bíceps Femoris y Gastrocnemius Medialis los porcentajes de activación del grupo experimental fueron mayores a los del grupo control, sin embargo, para el músculo Rectus Femoris sucedió lo contrario. Analizando la hipótesis mediante la prueba t se logró verificar la  $H_{i1}$ , ya que el valor t para cada músculo se ubica fuera de los valores críticos, con un p menor a 0.05.

En relación a la amplitud de la señal se logró verificar que para tres de los músculos evaluados, Rectus Femoris, Vastus Lateralis y Bíceps Femoris, la amplitud del grupo experimental fue mayor a la del grupo control, sin embargo para el músculo Gastrocnemius Medialis sucedió lo contrario. Al analizar la  $H_{i2}$  mediante la aplicación de la prueba t, esta es aceptada, ya que el valor t para cada músculo se ubica fuera de los valores críticos. Rechazando así la  $H_{o2}$ , puesto que el valor p para los cuatro músculos fue menor a 0.05.

En lo que concierne al perfil de activación, se obtuvo tras realizar un promedio de estos, obteniendo así patrones cíclicos de la actividad muscular durante el gesto motor de subir escaleras.

Finalmente, se obtuvieron diferencias significativas entre ambas variables al comparar el grupo control con el grupo experimental. Por lo tanto, según el análisis expuesto anteriormente se dio respuesta al patrón de activación muscular entre sujetos con y sin dolor inducido durante el gesto motor de subir escaleras. De esta forma, se podría utilizar el análisis expuesto en el presente estudio como una referencia al alcance de cualquier profesional del área de la salud, para poder enfrentarse al dolor de rodilla, en el contexto del gesto en análisis.

Las limitaciones de este estudio estuvieron en la dificultad para encontrar recursos bibliográficos relacionados a las fases del ciclo de subir escaleras, especificando

porcentajes y musculatura activada, ya que los documentos recolectados no son claros en relación a este aspecto.

Para futuros estudios, sería recomendable considerar ambas extremidades, para así poder realizar un análisis más completo en cuanto a las compensaciones, efectos de sobrecarga y disminución en el movimiento. Además, sería aconsejable realizar un análisis cinemático complementario, con el fin de explorar las diversas variables de este dominio que podrían fortalecer el conocimiento del dolor. Por otro lado, consideramos que este estudio deja las puertas abiertas para que futuros colegas sigan la misma línea de investigación, y así poder tener más evidencia sobre cuál es el comportamiento motor en términos electrofisiológicos, en el contexto funcional que se plantee.

5.- En la tesis de Hoyos, H. (2014). En su proyecto de investigación de "*Patrones de actividad muscular en miembros inferiores durante la marcha humana bajo condiciones de alivio de carga corporal*". Tesis de grado, Pontificia Universidad Javeriana, Bogotá, Colombia. El resultado de la experimentación bajo condiciones normales y bajo la influencia del dispositivo IBWS desarrollado en Pontificia Universidad Javeriana, para las pruebas desarrolladas por el sujeto experimental, que éste sistema de alivio de peso ejerce cierta influencia en el patrón de actividad muscular de las señales electromiográficas del miembro inferior instrumentado, lo cual es evidente en el aumento de la amplitud en las fases de mayor activación del ciclo de la marcha para los músculos glúteo medio, recto femoral y vasto lateral, junto con la disminución en la amplitud en las fases de mayor activación del músculo Gastrocnemio medial. Una respuesta un tanto similar (para la prueba de 0 % de descarga de peso corporal en el dispositivo IBWS) se había observado por [3], [4] durante los ciclos de la marcha, ya que de forma consecuente se obtuvieron perfiles con mayor actividad integral para ciertos músculos en las pruebas bajo el dispositivo IBWS y para otros músculos se obtuvo registros de actividad integral menor a los adquiridos en condiciones de caminata normal.

Es relevante encontrar que, para ciertos músculos en las fases de mayor actividad muscular, la información relacionada con las pruebas de alivio de peso corporal para las descargas de 20 % y 30 % presentan los menores niveles de activación,

lo que evidentemente podría llegar a ser un indicativo de menor exigencia del músculo como consecuencia de la asistencia correcta ofrecida por el dispositivo IBWS. La anterior sentencia podría ser errónea si se considerase que para las mismas fases de la marcha se presentase una activación muscular en otros músculos, superior a la relacionada a las otras pruebas de experimentación (en condiciones normales y con alivio del 0 % y del 10 %), pero para las pruebas recolectadas dicha situación no se presentó.

Otra de las características de los patrones de activación de las señales EMG recolectadas que resulta de interés es la influencia del dispositivo IBWS en el momento de iniciación de la actividad muscular principal, esto se puede reconocer al observar que las señales electromiográficas obtenidas en condiciones normales comenzaban su fase de mayor activación antes que las señales obtenidas en condiciones de asistencia.

La influencia de la velocidad se puede observar claramente en el patrón característico de angulación de la rodilla, puesto que a mayor velocidad se observó un mayor nivel de angulación para la articulación para todas las condiciones de caminata normal y alivio de peso corporal en el dispositivo IBWS. Respecto a la influencia en las señales electromiográficas teniendo en cuenta el limitado rango de velocidades probadas (0,6 a 0,9 m/s), no se observaron diferencias estadísticamente significativas en la magnitud de las señales EMG para los músculos evaluados en cada una de las siete fases del ciclo de la marcha.

Para trabajos futuros se aconseja aumentar la frecuencia de muestreo a 1000 samples/s, ya que éste es un estándar que se exige para la documentación y postulación de temáticas de este tipo que involucran señales EMG superficiales. Teniendo en cuenta que las pruebas realizadas sólo se obtuvieron de un sujeto experimental, sería recomendable repetir la experimentación con varios individuos, de forma que se puedan llegar a consideraciones más generales. Además, como el dispositivo IBWS es un prototipo experimental, se hace imperioso un entrenamiento de sensibilización adecuado para todo aquel que pretenda ejecutar las pruebas mencionadas, ya que durante el estudio implementado fue apreciable la incomodidad a la que se somete el sujeto durante las pruebas con alivio de carga,

reconociendo que el sólo hecho de caminar adecuadamente con una extremidad instrumentada no es una actividad totalmente placentera.

Otra recomendación para el estudio de la electromiografía durante la marcha humana en condiciones de alivio corporal incluiría la utilización de plantillas de presión plantar para la extracción de información como la fuerza de reacción del suelo, la distribución de presión a lo largo de las fases de la marcha, entre otras.

## VI. CONCLUSIONES

- En conclusión, se pudo implementar un sistema electrónico (usando un dispositivo OpenBci-EMG y un Arduino) capaz de evaluar la actividad muscular de miembro inferior (gemelo externo y tibial externo) mediante electrodos de superficie. Por lo tanto, se pudo analizar las señales obtenidas al momento de contraer los músculos.
- Se puede observar que Matlab es una herramienta muy potente en programación. En las etapas de escaneo, comunicación y la interfaz desarrollada en esta herramienta hicieron posible al momento de contraer los músculos se pudo extraer datos para posteriormente analizarla las gráficas.
- En este proyecto de investigación se diseñó un sistema electrónico análogo a digital (ADC), en la etapa de digitalización se pudo obtener señales electromiográficas, filtradas, amplificadas y acondicionadas, mostrando las señales obtenidas están cumpliendo con el objetivo del proyecto.
- En la etapa de alimentación se puede observar la correcta alimentación del sistema electrónico para su correcto funcionamiento.
- En el proceso de digitalización con los pacientes de diferentes de edades y contexturas física, se pudo concluir que las señales electromiográficas varían tanto al músculo que está escaneando la señal como al paciente que se le está haciendo el estudio. Esto depende del estado atlético de la persona.
- Finalmente, podemos concluir que se ha cumplido los objetivos trazados, se ha logrado construir un aplicativo informático controlado por un sistema electrónico capaz de digitalizar señales electromiográficas de superficie que responde a las necesidades de los pacientes sirviendo a la vez de apoyo al trabajo del terapeuta, contribuyendo como aporte a los futuros profesionales.

## VII RECOMENDACIONES

1. En la etapa digitalización se puede usar, el dispositivo OpenBCI-EMG y como interface el Arduino Uno R3 obteniendo señales micro eléctricas sin interferencia de ruido.
2. Utilizar los electrodos con mucho cuidado al momento de utilizarlos, un mal uso podría quemarlo.
3. Al instalar los electrodos, antes debes limpiar las zonas donde van a colocar los electrodos caso contrario se adhiere el gel adhesivo a la capa externa de la piel y esto genera un efecto aislante.
4. La distancia entre electrodos debe estar entre 2 y 3 cm siguiendo las pautas blindadas por el SENIAM.
5. Si el dispositivo Arduino y OPENBCI-EMG no establecen conexión con la laptop, volver a conectarlo.
6. Con respecto al aplicativo desarrollado en Matlab, se puede desarrollar con otro tipo de lenguaje, que pueda hacer capturas más rápidas por segundo, con el fin de no perder información al momento de obtención de las señales.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Abanto Morales, Manuel Jesús (2013) en su trabajo de investigación, "*Diseño de una metodología para el desarrollo de software en un banco financiero local*", Universidad Nacional de Ingeniería, Lima, Perú, pág. 24-25.

Advancer Technologies. (2015). MyowareUserManualAT-04-001-1223951. 3-lead Muscle / Electromyography Sensor for Microcontroller Applications. Recuperado de <https://www.mouser.com/ds/2/813/MyowareUserManualAT-04-001-1223951.pdf>.

Álvarez, P. (2017). *Influencia de la retroalimentación visual en el control de una interfaz cerebro computador mediante imaginación motora* (tesis de maestría). Pontificia Universidad Católica, Lima, Perú, (p. 64 – 65).

Alva, C. (2012). *Procesamiento de señales de electromiografía superficial para la detección de movimiento de dos dedos de la mano* (tesis de pregrado). Universidad Ricardo Palma, Lima, Perú. (p. 100-101).

Cifuentes, L. (2010). *Diseño y construcción de un sistema para la detección de señales electromiográficas*. (Tesis de pregrado). Universidad Autónoma, Yucatán, México, (p. 96 – 97).

Centecom (2019) *Programación de estructurada y modular*. Recuperado de <https://sites.google.com/site/programacionmodularbycentecon/home/programacion-modular>.

Córdova, F. (2013). *Desarrollo de un sistema para la evaluación de la actividad muscular mediante electrodos de superficie* (tesis de pregrado), Pontificia Universidad Católica, Lima, Perú, (p. 76).

De los Santos, P. (2016). *Programación en matlab, fundamentos y aplicaciones*. Guanajuato, México: Leanpub. (p. 1- 2).

Flores, D. (2015). *Software interactivo controlado por un sistema electromiográfico para mejorar la comunicación en pacientes con parálisis cerebral infantil en el hogar clínica San Juan de Dios* (tesis de pregrado). Universidad Católica Santo Toribio de Mogrovejo, Chiclayo, Perú, (p. 70).

Godoy Álvarez D. A., & Taype Calderón, R. S. (2015). *Modelos de aceptación de metodologías de desarrollo de software*. Universidad Peruana de Ciencias Aplicadas. (UPC).

González, C, Pérez, N, Salas, M & Sierra, S. (2014) en su trabajo de “Análisis electromiográfico a nivel de rodilla durante el gesto de subir escaleras, analizado en sujetos sanos con y sin dolor muscular inducido: un estudio experimental” Tesis de grado. Universidad Andrés Bello, Santiago, Chile.

Hernández R. (2014) *Metodología de la investigación* México D.F, México: McGraw-Hill Interamericana Editores.

Hoyos, H. (2014). *Patrones de Actividad Muscular en Miembros Inferiores Durante la Marcha Humana Bajo Condiciones de Alivio de Carga Corporal*, (tesis de grado). Pontificia Universidad Javeriana, Bogotá, Colombia. (p.46 -47).

Infootec.net. (2019). Infootec. Recuperado de <https://www.infootec.net/arduino/>

Juganaru Mathieu, Mihaela (2014) *Introducción a la Programación*. México DF, México: Grupo Editorial Patria.

Kenneth, S. (2013). *Anatomía y fisiología*, México. D.F, México: MCGRAW-HILL INTERAMERICANA EDITORES S.A

Lazcano. G, & Santiago, G. (2014). *Diseño y construcción de sistema de electromiografía no invasiva para estudios maxilofaciales* (tesis de pregrado). Universidad Nacional Autónoma, México D.F., México, (p. 56 – 58).

López Román, Leobardo, (2013). En su libro "Metodología de la programación Orientada a Objetos" 2da. Ed, México DF, México: Alfaomega Grupo Editor, S.A. págs. 11-12.

Massó, N., Ferran, R., Romero, D., Gual, G., Costas, Ll., & German, A. (2010). *Fisiología del ejercicio*, Tercera edición, Madrid, España: Editorial Panamericana. Recuperado de <https://www.raco.cat/index.php/Apunts/article/download/196617/298837>

Masin Luciano, Emanuel, & Prados Lautaro, Edgar. (2016). *Diseño, Construcción y Ensayo de un Equipo Acondicionador de Señales Mioeléctricas para su Empleo como Interface de Control de Actuadores* (Informe de Proyecto Integrador). Universidad Nacional Córdoba, Córdoba Capital, Argentina.

Mio, R. (2014). *Diseño de un exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior accionado por una interfaz cerebro-máquina* (tesis de pregrado). Pontificia Universidad Católica, Lima, Perú, (p 59).

Nuria, M., Ferran, R., Romero, D., Gual, G., Costas, I. & German, A. (2010). Aplicaciones de la electromiografía de superficie en el deporte. *Revista EIA*. Vol. 7, p. 115. <http://www.scielo.org.co/pdf/eia/n7/n7a10.pdf>.

Programación avanzada. (29 setiembre de 2016). *La Escuela Técnica Superior de Ingeniería de Telecomunicación de Barcelona*, p. 8.

Torrente Artero, Oscar. (2013). "Arduino curso práctico de formación" México DF, México: Alfaomega Grupo Editor, S.A.

Universitat Politècnica de Catalunya BarcelonaTech, (2011). Programación avanzada, recuperado de [https://ocw.upc.edu/sites/all/modules/ocw/estadistiques/download.php?file=51427/2011/1/54515/tema\\_6\\_programacion\\_avanzada\\_api-5158.pdf](https://ocw.upc.edu/sites/all/modules/ocw/estadistiques/download.php?file=51427/2011/1/54515/tema_6_programacion_avanzada_api-5158.pdf).

Revista Chilena de Radiología. (2015) Vol. 21 N° 4, 158-164, recuperado 10 de diciembre del 2017 de <https://scielo.conicyt.cl/pdf/rchradiol/v21n4/art07.pdf>.

Sommerville, I. (2005). *Ingeniería de software*. Madrid, España: Pearson. P. 286 – 287.

## Anexo 1: Matriz de Consistencia.

PROBLEMA	OBJETIVOS	HIPÓTESIS	VARIABLES	DIMENSIONES	INDICADORES	POBLACIÓN Y MUESTREO
<p><b>Problema General:</b></p> <p>¿Cómo influye el aplicativo informático en el registro y visualización de la actividad muscular de los miembros inferiores?</p> <p><b>Problema Específico:</b></p> <p>¿El aplicativo informático ayudaría al registro de la actividad muscular de los miembros inferiores?</p> <p>¿El aplicativo informático ayudaría a la visualización de la actividad muscular de los miembros inferiores?</p>	<p><b>Objetivos Generales:</b></p> <p>Determinar cómo influye el aplicativo informático en el registro y visualización de la actividad muscular de los miembros inferiores.</p> <p><b>Objetivos Específicos:</b></p> <p>Demostrar cómo el aplicativo informático ayudaría en el registro de la actividad muscular de los miembros inferiores.</p> <p>Demostrar como el aplicativo informático ayudaría en la visualización de la actividad muscular de miembros inferiores.</p>	<p><b>Hipótesis General</b></p> <p>El Aplicativo informático influye en el Registro y Visualización en la actividad de los músculos de los miembros inferiores.</p> <p><b>Hipótesis Específica:</b></p> <p>El aplicativo informático de registro influye en la actividad de los músculos de los miembros inferiores.</p> <p>El aplicativo informático de visualización influye en la actividad de los músculos de los miembros inferiores</p>	<p><b>Variable Independiente:</b></p> <p>Aplicativo Informático</p> <p><b>Variable Dependiente:</b></p> <p>Registro y visualización actividad muscular del miembro Inferior.</p>	<p>Lenguaje de programación.</p> <p>Metodología del Desarrollo</p> <p>Gemelo Interno Tibial Anterior</p>	<p>Lenguaje de Programación en Matlab.</p> <p>Lenguaje orientado a objetos.</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>La amplitud del pico principal.</li> <li>Los cambios de fase de la señal.</li> <li>La duración y la estabilidad de la misma.</li> </ul>	<p><b>Población:</b></p> <p>La población está conformada por 25 pacientes del policlinico Santa Lucia del distrito de San Juan de Miraflores.</p> <p><b>Muestreo:</b></p> <p>En este proyecto se utilizó la muestra probabilística. Está constituida por los registros de la actividad eléctrica de los músculos "gemelo externo" y "tibial anterior" tomados a la población</p> <p><b>Lugares de Implementación:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Hospitales</li> <li>Clinicas</li> </ul>

## Anexo 2: Matriz de Operacionalidad

VARIABLES	DIMENSIONES	INDICADORES	MEDICIONES	INSTRUMENTO
Variable Independiente	Lenguaje de Programación	Lenguaje programación en Matlab	Voltaje	Ficha de evaluación
Aplicativo Informático	Metodología del Desarrollo	Metodología OOP		
Variable Dependiente	Músculos del miembro inferior	La amplitud del pico principal.		
Registro y Visualización de la Actividad Muscular de Los Miembros Inferiores	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Gemelo Interno</li> <li>✓ Tibial Anterior</li> </ul>	<p>Los cambios de fase de la señal.</p> <p>La duración y la estabilidad de la misma.</p>		

## **Anexo 3: Validación de Instrumentos**





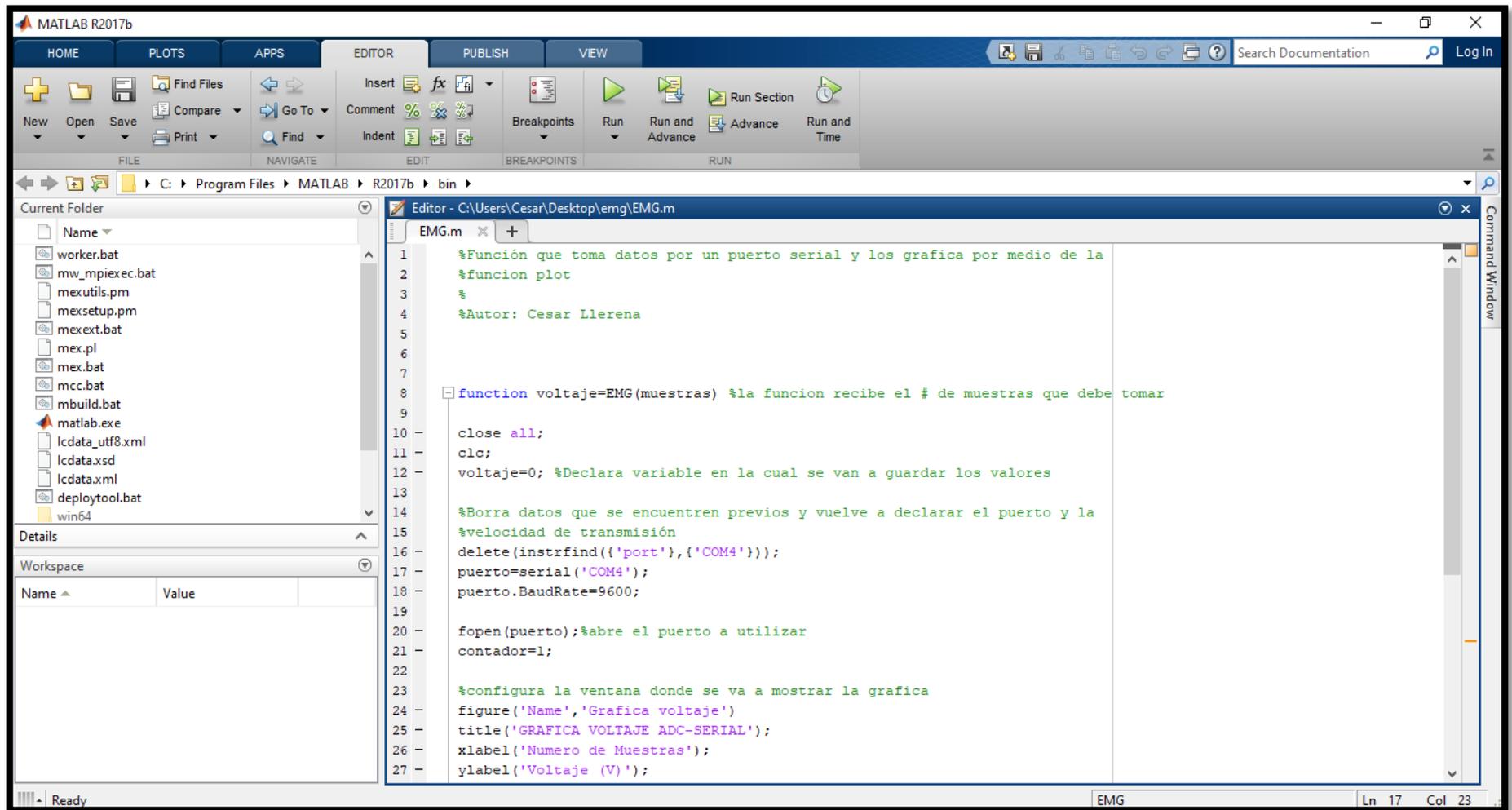


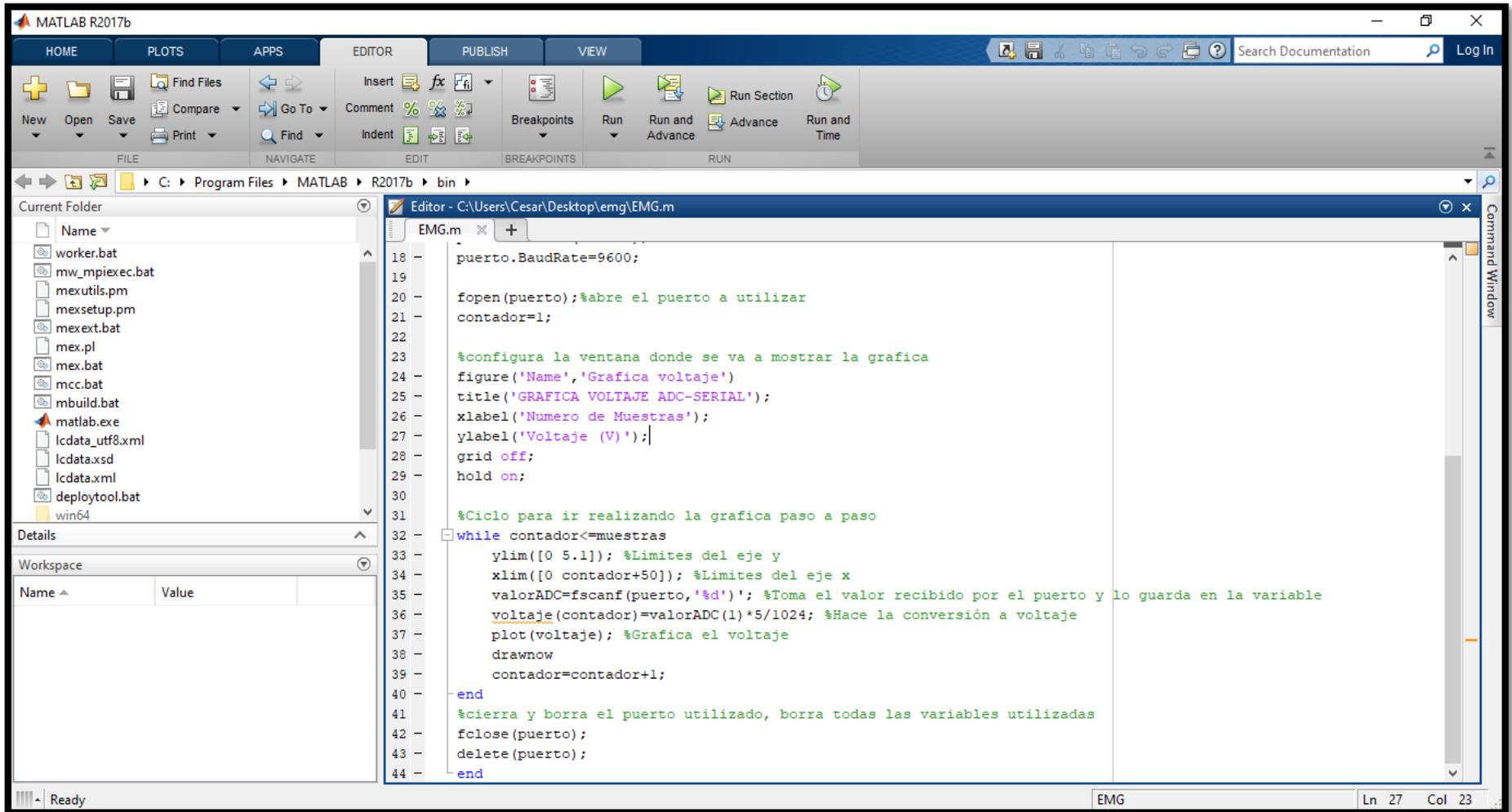
<b>Ficha de recolección de datos: sensibilidad y especificidad</b>				
Indicador: Porcentaje de la sensibilidad y especificidad				
Empresa			Formula	
Distrito:			VP/VP+FN	
Instrumento:			VP/FP+VN	
Fecha de inicio			Fecha de fin	
Actividad	Recolección de datos			
Objetivos	Medir la sensibilidad y especificidad			
Paciente		Estado		Resultado
<b>RESULTADO</b>				
Sensibilidad VP/VP+FN				
Especificidad VP/FP+VN				

## Anexo 5: Matriz de Datos

REGISTRO DE SEÑAL EMG DE MIEMBRO INFERIOR		
REGISTRO	GEMELO EXTERNO (V)	TIBIAL ANTERIOR (V)
1	4.8	2.2
2	4	2.2
3	4.2	2
4	4.1	1.5
5	4.3	1.7
6	4.5	1.8
7	4.05	2.2
8	4.6	2.1
9	4.7	2
10	4.5	2
11	4.5	2
12	4.7	1.8
13	4.2	1.9
14	4.6	1.8
15	4.5	1.9
16	4.1	1.7
17	4.05	2.1
18	4.5	2.1
19	4.05	2
20	4.02	2.2
21	4.5	2.1
22	4.1	2.1
23	4	1.9
24	4.2	1.9
25	4.3	1.9

## Anexo 6. Código de desarrollo.





## **Anexo 7. Solución Tecnológica.**

### **Nombre y descripción del Sistema de Información**

El aplicativo informático: El aplicativo informático y el sistema electrónico es capaz de registrar y visualizar mioeléctricas de las señales miembros inferiores, este sistema puede ser utilizado para pacientes con problemas neuromuscular.

### **Componentes del Sistema de Información**

#### Recursos humanos

Está conformada por pacientes del área rehabilitación física de una entidad médica, se procura ayudar a las personas con problemas con problemas neuromuscular.

#### Hardware

Constituido por un dispositivo MyoWare Muscle Sensor y un Arduino para el registro y visualización de las señales microelectricas.

#### Dispositivos Periféricos

Se refiere a los dispositivos conectados a la laptop, que sirve como herramienta de diagnóstico al fisioterapeuta para el paciente, se divide en 4 dispositivos: digitalización, convector de señal (A/D), registro y visualización.

#### Software

Es un aplicativo informático tiene como función principal asistir y ayudar al usuario para ejecutar tareas específicas. El aplicativo informático se puede desarrollar con diferentes lenguajes de programación y herramientas de software.

#### Datos

En informática, los datos son representaciones simbólicas (vale decir: numéricas, alfabéticas, algorítmicas, etc.) de un determinado atributo o variable cualitativa o cuantitativa, o sea: la descripción codificada de un hecho empírico, un suceso, una entidad.

## **Objetivo del Sistema de Información**

Según Roger S. Pressman (2010), el aplicativo informático: programas aislados que resuelven una necesidad específica de negocios. Las aplicaciones en esta área procesan datos comerciales o técnicos en una forma que facilita las operaciones de negocios o la toma de decisiones administrativas o técnicas.

## **Alcance del Sistema de Información.**

Digitalización en las señales eléctricas

Facilidad en el registro

Facilidad en la visualización

Operatividad total del aplicativo en forma ágil, flexible y amigable.

## **Restricciones del Sistema de Información.**

- El tiempo que pueda durar su implementación del aplicativo informático con el sistema electrónico.
- Problemas relacionados con el mal manejo del tiempo.
- Problemas técnicos que pueden surgir al no realizarse una buena digitalización microelectricas, con lo que respecta a las fallas de software, hardware, Arduino o con el dispositivo.
- Fallas en las funciones de implementación que sean inadecuadas para apoyar ciertas actividades en la entidad médica.
- La resistencia de los pacientes al uso del dispositivo.

## **Estudio de Factibilidad del Sistema de Información**

### **Factibilidad Operativa**

No habrá inconveniente para ejecutar, será un aplicativo informático y un sistema electrónico, que ayudará a toma de las señales electromiográficas de los pacientes con problemas musculares.

Esta herramienta ayudara cubrir las necesidades en las entidades médicas en el interior del país y lugares aledaños a lima. de fácil utilización, instalación y mantenimiento. El sistema resulta operativo en los pacientes del área de rehabilitación física.

### **Factibilidad Técnica**

Para la creación de esta herramienta terapéutica se cuenta con los dispositivos necesarios, fueron importados los dispositivos MyoWare Muscle Sensor. El Arduino y los electrodos fueron comprados en el Perú, se cuenta con un equipo de cómputo, software y hardware.

Esta herramienta se utilizará, para poder registrar y visualizar las actividades eléctricas generadas por el movimiento de los músculos, en el policlínico Santa Lucia del distrito de San Juan de Miraflores.

### **Factibilidad Económica**

Desde el punto de vista tecnológico en el Perú, la electromiografía no es muy difundida en nuestro país, por su elevado costo, solo en algunas clínicas particulares cuenta con estos equipos electromiográficos, por su bajo costo en los dispositivos de aposto por este proyecto, que aportará significativamente a los futuros profesionales, ya que ayudara en el diagnostico a los pacientes con problemas musculares con escasos recursos.

El sistema cuenta con lo siguiente:

- Desarrollo del aplicativo informático
- Configuración de los puertos en el Arduino
- Instalación y configuración del aplicativo informático
- Etapa de digitalización.

### **Análisis de la Solución**

#### **Requerimientos de Usuario**

Se requiere un aplicativo informático y un sistema electrónico para el estudio de las señales electromiográficas para ser utilizadas en el área de rehabilitación física de las entidades médicas.

Los requerimientos funcionales y no funcionales del aplicativo, obtenidos a través de las investigaciones involucradas con la rama de la electromiografía y el dispositivo.

### **Un requerimiento funcional**

Es la descripción de lo que el sistema debe hacer A continuación se listan los requerimientos funcionales del sistema.

### **Requerimientos funcionales**

REFERENCIA	REQUERIMIENTO
RF01	El sistema permite Registrar el movimiento de los miembros inferiores.
RF02	El aplicativo permitirá registrar la señales electromiográfica.
RF03	El aplicativo permitirá visualizar la señales electromiográfica.

FUENTE: Elaboración propia del autor

### **Requerimientos no funcionales**

Un requerimiento no funcional es la especificación de cómo debe ser implementado el sistema.

## Requerimientos no funcionales

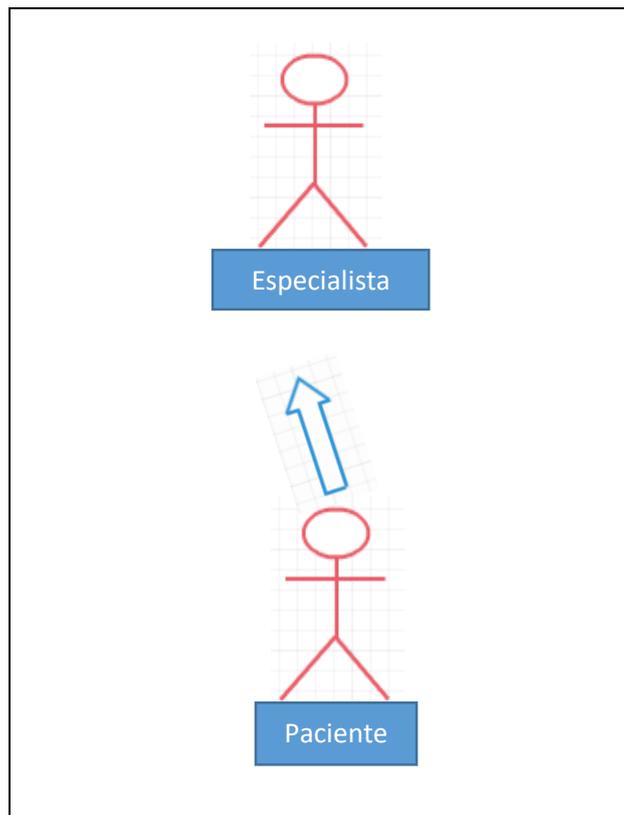
REFERENCIA	REQUERIMIENTO
RN01	El aplicativo debe ser de fácil manejo para el especialista
RN02	El aplicativo deberá registrar y visualizar de manera simple y organizada.
RN03	El aplicativo debe funcionar correctamente, sin fallas durante la jornada de trabajo en las entidades médicas (deberá usarse cuando se requiera).

FUENTE: Elaboración propia del autor

## Diagrama de Actores del Sistema

Un actor representa un rol de una entidad externa que interactúa con el sistema (Arlow & Neustadt 2005). Los actores representaran los roles de usuarios del sistema.

## Diagrama de actores del sistema

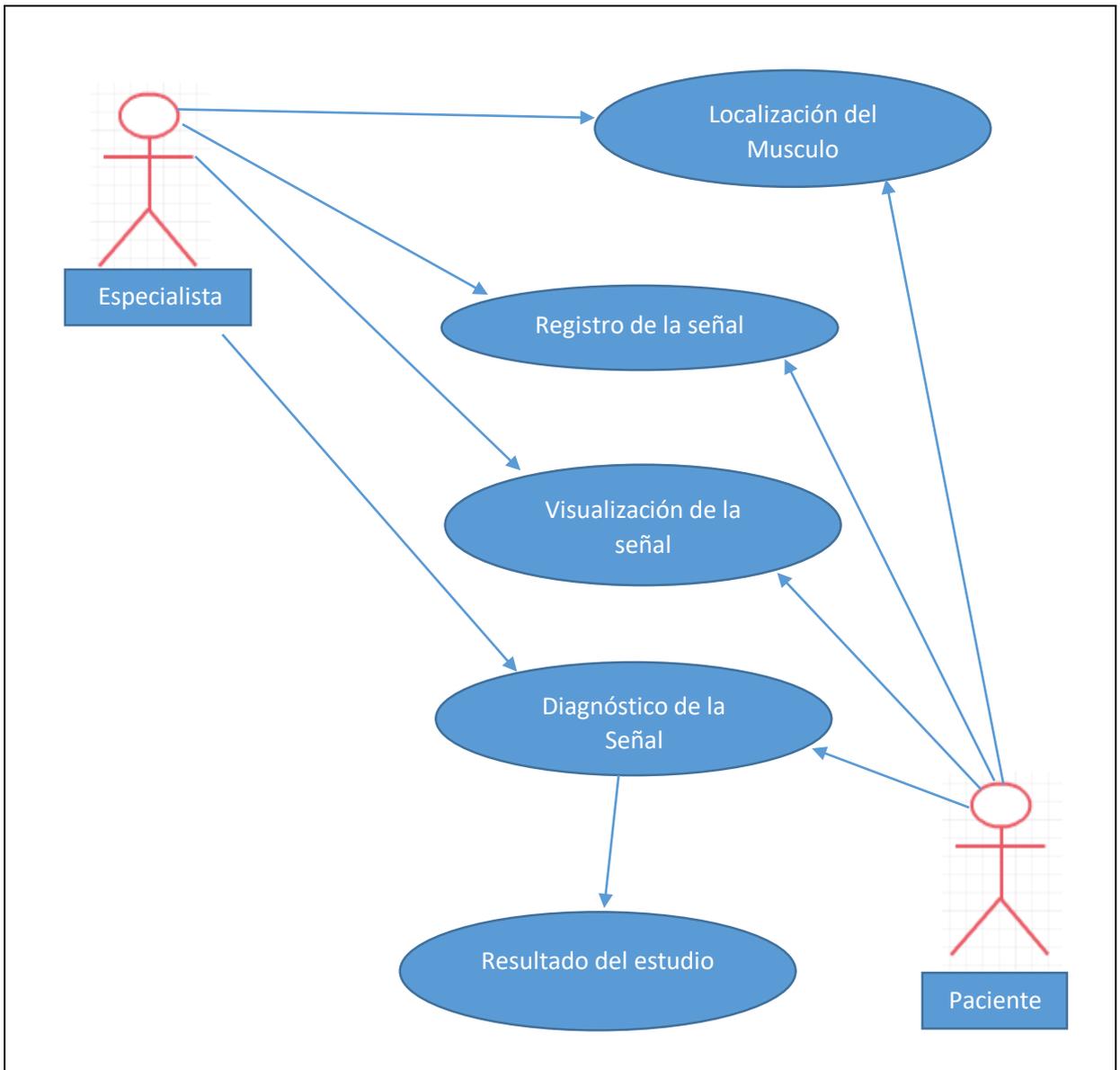


### Actores del Sistema.

Actor	Descripción
Especialista	Es el terapeuta, el que se encarga de registrar y visualizar las señales electromiográficas de la pierna.
Paciente	El paciente, es la persona va a digitalizar las señales electromiográficas del músculo.

### Diagrama de Casos de Uso

Un diagrama de caso de uso es una descripción de las actividades que deberá realizar alguien o algo para llevar a cabo algún proceso.



La figura, representa el diagrama general de casos de uso que incluye todos los casos de usos generales relacionados con los actores respetivamente.

### **Especificación de Casos de Uso**

La especificación de casos de uso tiene como finalidad la desambiguación de éstos últimos, permitiendo al equipo de trabajo, entender qué realiza exactamente un determinado caso de uso, identificando para ello: actores, flujo básico y alterno.

Caso uso	Iniciar sesión
Actor	Especialista o Administrador
Descripción	Especialista o Administrador ejecuta el aplicativo informático.
Flujo Básico	Especialista o Administrador ubica el musculo de la pierna a diagnosticar.
Flujo Alternativo	Especialista o Administrador digitaliza la señal del musculo electromiográfica, con el aplicativo informático y sistema electrónico.

### Matriz de Trazabilidad

Para confirmar que los casos de uso presentados cumplen con los requerimientos funcionales del sistema, se presenta la siguiente matriz de trazabilidad, donde se marca con una 'X' un recuadro cuando el caso de uso satisface el requerimiento de la fila correspondiente.

Caso de uso	Requerimiento Funcionales		
	01	02	03
CU01	X	X	X

## Diagrama de Actividades Gantt

El diagrama de Gantt es una herramienta para planificar y programar tareas a lo largo de un período determinado.



### Diseño de la Solución.

#### Arquitectura del Sistema de Información.

Según, Juganaru Mathieu, Mihaela. (2014) "Introducción a la Programación" primera edición, México DF, México: Grupo Editorial Patria. Define lo siguiente:

Un programa informático se define como un conjunto de instrucciones que, una vez ejecutado, realiza una o varias tareas en una computadora. De esta forma, sin

programas, una computadora no puede realizar las actividades para las que fue diseñada y creada.

El conjunto general de programas que posee una computadora se denomina software, término que se utiliza para definir al equipamiento o soporte lógico de una computadora.

Un programa se escribe con instrucciones en un lenguaje de programación, el cual, a su vez, está definido por su sintaxis, que establece e indica las reglas de escritura (la gramática), y por la semántica de los tipos de datos, instrucciones, definiciones, y todos los otros elementos que constituyen un programa.

Según, Joyanes Aguilar, Luis. (2008). “Fundamentos de Programación”. Madrid, España: Mc Graw Hill/Interamericana. Nos menciona:

El software de aplicación tiene como función principal asistir y ayudar a un usuario de una computadora para ejecutar tareas específicas. Los programas de aplicación se pueden desarrollar con diferentes lenguajes y herramientas de software.

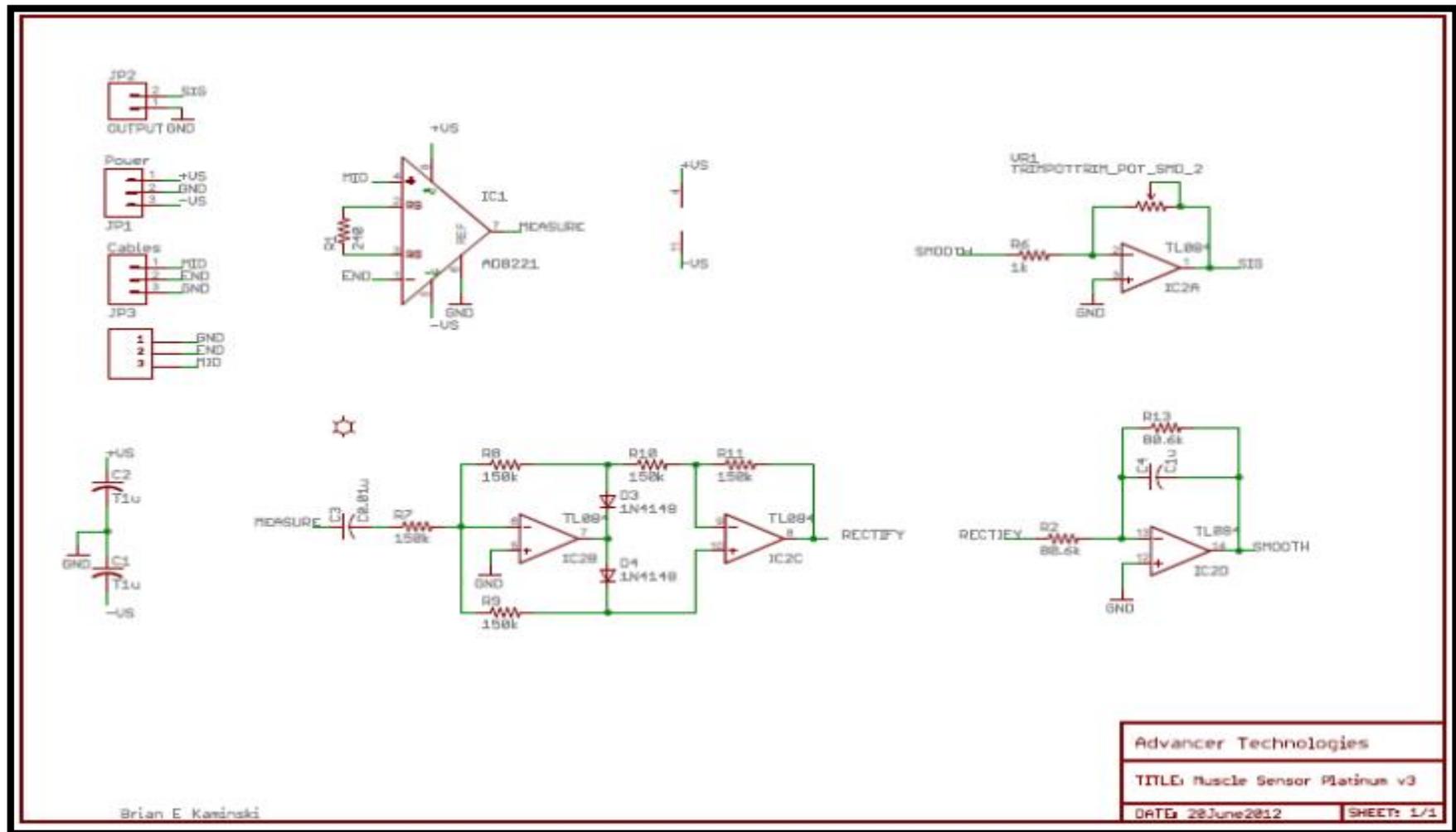
Según, Torrente Artero, Oscar. (2013). “Arduino curso práctico de formación” México DF, México: Alfaomega Grupo Editor, S.A. Menciona lo siguiente:

Una placa hardware libre que incorpora un microcontrolador reprogramable y una serie de pines-hembra (los cuales están unidos internamente a las patillas de E/S del microcontrolador) que permiten conectar allí de forma muy sencilla y cómoda diferentes sensores y actuadores.

Según, Advancer Technologies. (2015). MyowareUserManualAT-04-001-1223951. 3-lead Muscle / Electromyography Sensor for Microcontroller Applications. Recuperado de <https://www.mouser.com/ds/2/813/MyowareUserManualAT-04-001-1223951.pdf>.

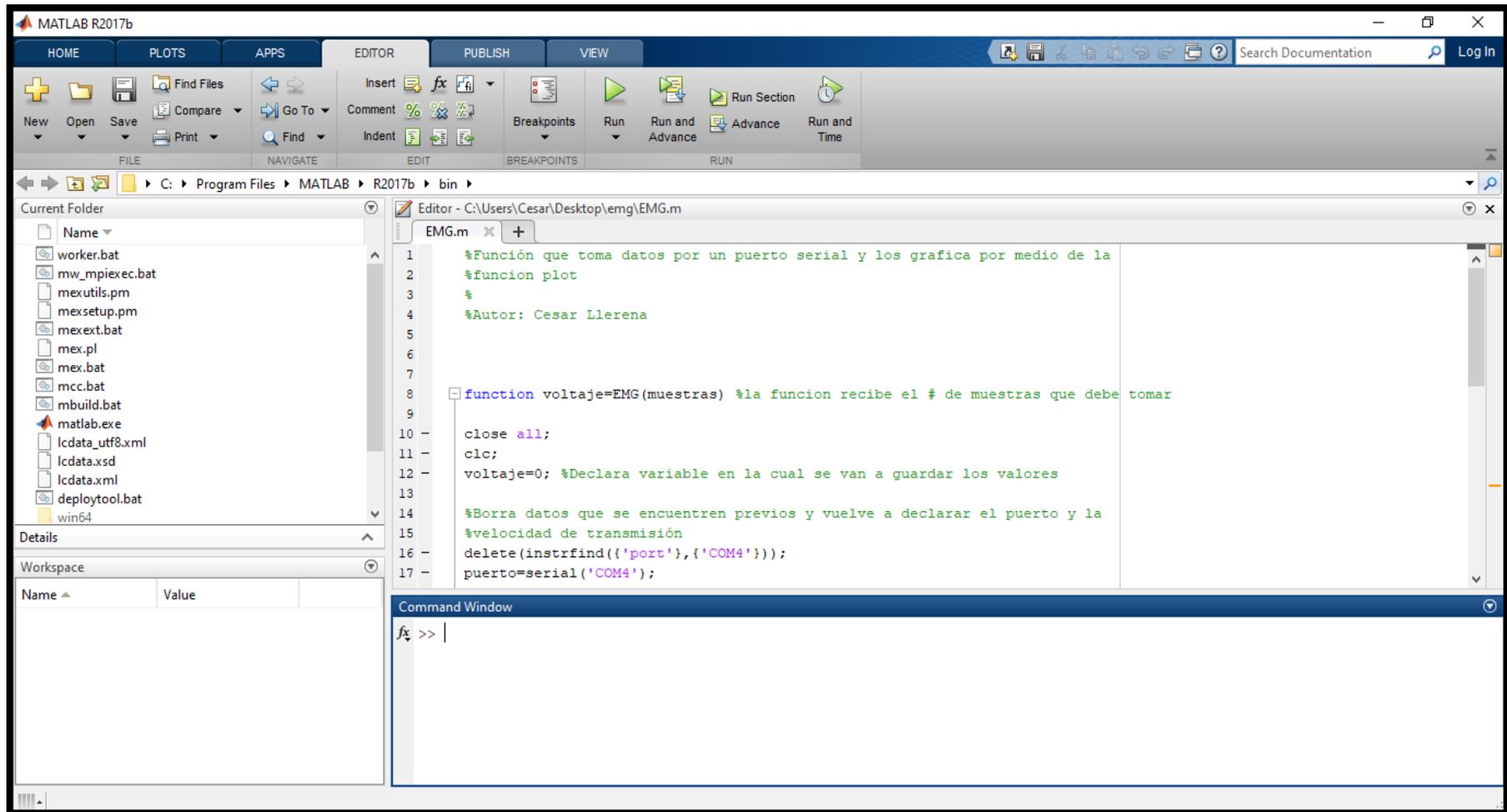
El sensor EMG MyoWare de la empresa Advancer Technologies permite registrar la actividad eléctrica generada por los músculos esqueléticos cuando realizan algún movimiento. La señal registrada (analógica) puede ser utilizada para controlar diversos dispositivos como prótesis, sillas de ruedas, automatismos, etc.

# Esquema del circuito de MyoWare



## Implementación de la Solución.

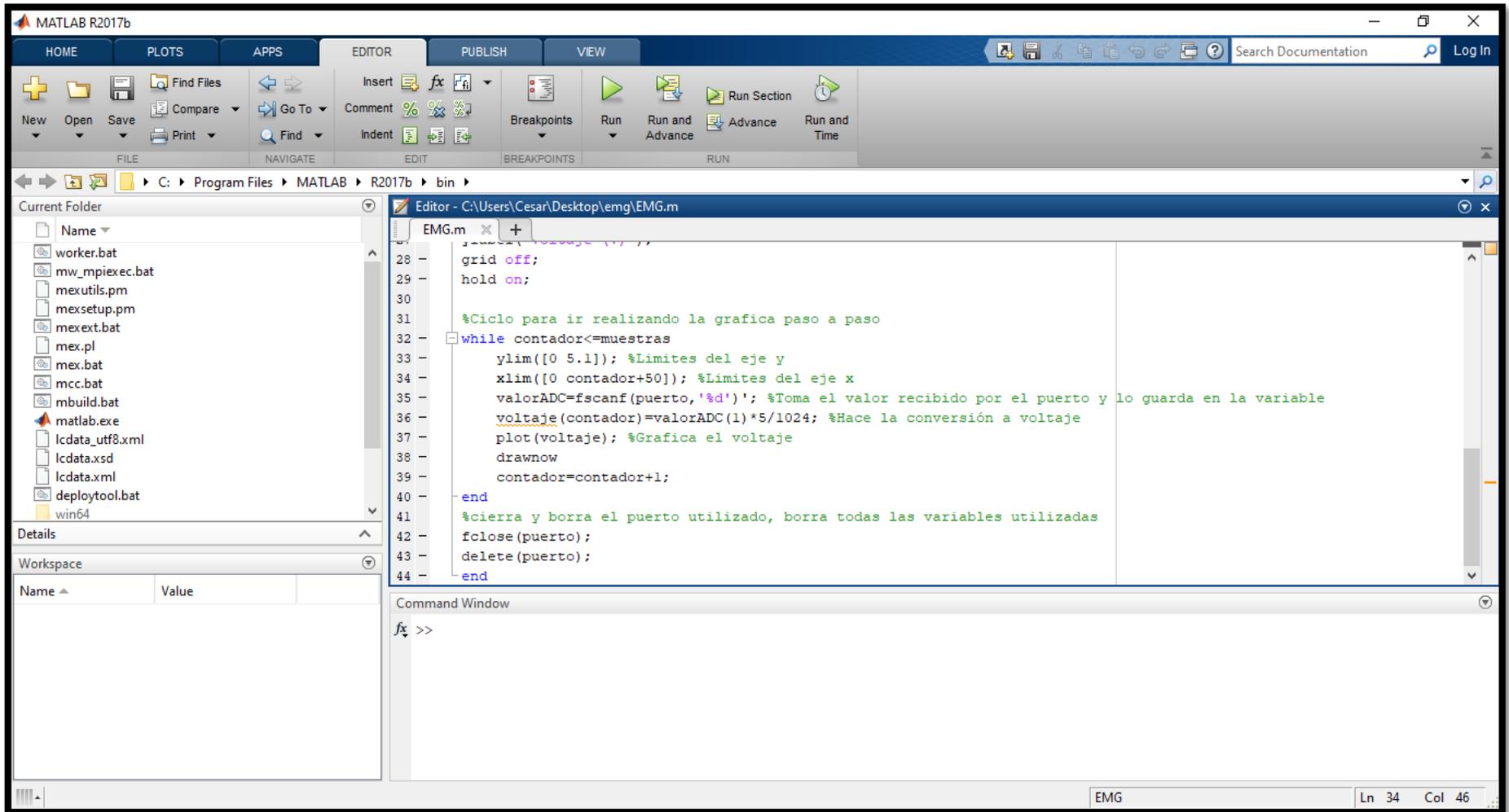
Instalación y configuración del Sistema.



The image shows the MATLAB R2017b software interface. The main window is the Editor, displaying a script named EMG.m. The script is located at C:\Users\Cesar\Desktop\emg\EMG.m. The script contains the following code:

```
18 - puerto.BaudRate=9600;
19
20 - fopen(puerto);%abre el puerto a utilizar
21 - contador=1;
22
23 %configura la ventana donde se va a mostrar la grafica
24 - figure('Name','Grafica voltaje')
25 - title('GRAFICA VOLTAJE ADC-SERIAL');
26 - xlabel('Numero de Muestras');
27 - ylabel('Voltaje (V)');
28 - grid off;
29 - hold on;
30
31 %Ciclo para ir realizando la grafica paso a paso
32 - while contador<=muestras
33 -     ylim([0 5.1]); %Limites del eje y
34 -     xlim([0 contador+50]); %Limites del eje x
```

The interface also shows a Command Window at the bottom with the prompt `f1 >>`. The status bar at the bottom right indicates the current position is Line 17, Column 23.



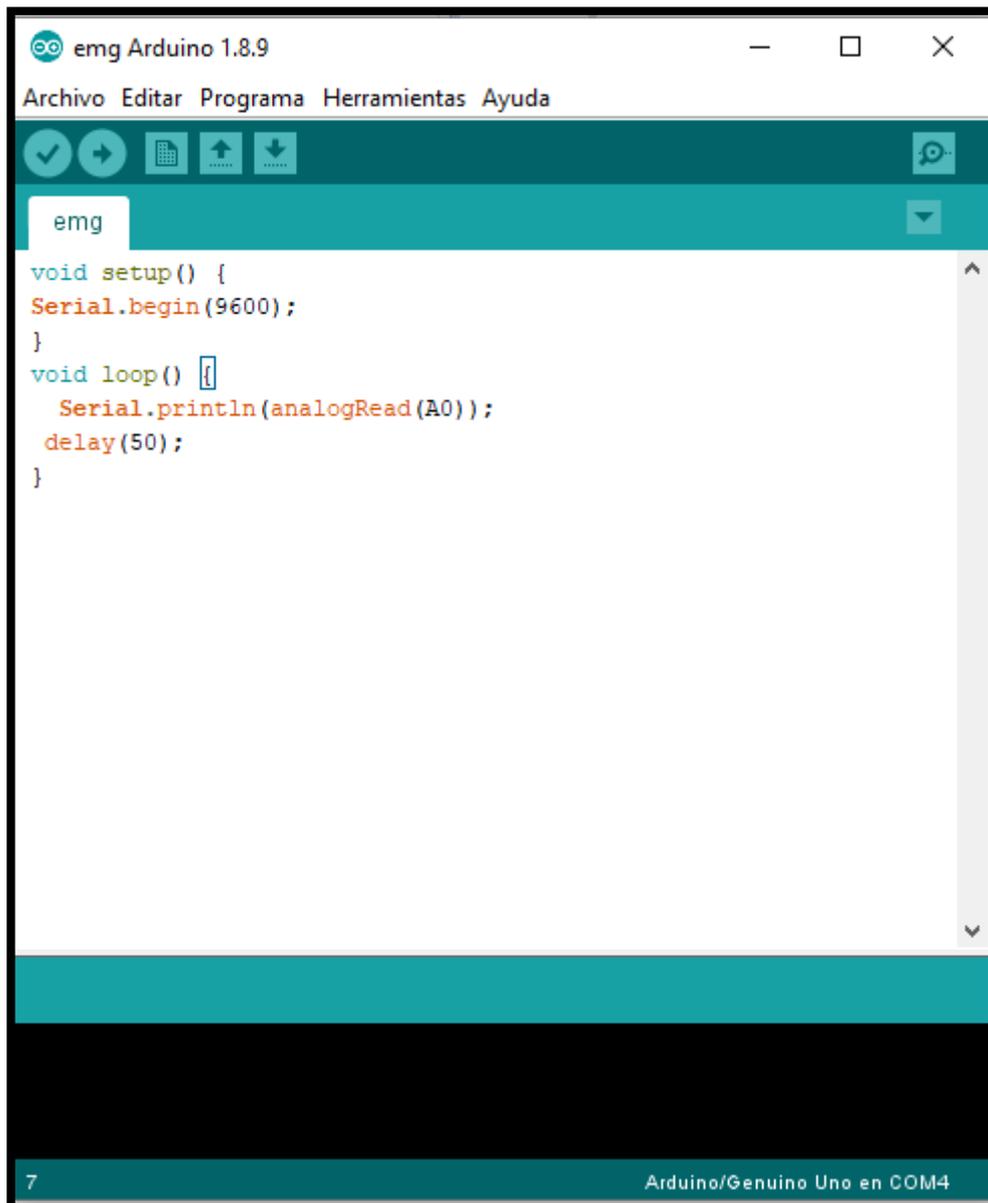
## Programación en MATLAB

```
%Función que toma datos por un puerto serial y los grafica por medio de la
%funcion plot
%
%Autor: Cesar Llerena
funcion voltaje=EMG (muestras) %la funcion recibe el # de muestras que debe
tomar
close all;
clc;
voltaje=0; %Declara variable en la cual se van a guardar los valores
%Borra datos que se encuentren previos y vuelve a declarar el puerto y la
%velocidad de transmisión
delete(instrfind({'port'},{'COM4'}));
puerto=serial('COM4');
puerto.BaudRate=9600;
fopen(puerto); %abre el puerto a utilizar
contador=1;
%configura la ventana donde se va a mostrar la grafica
figure ('Name','Grafica voltaje')
title ('GRAFICA VOLTAJE ADC-SERIAL');
xlabel ('Numero de Muestras');
ylabel ('Voltaje (V)');
grid off;
hold on;

%Ciclo para ir realizando la gráfica paso a paso
while contador<=muestras
    ylim([0 5.1]); %Limites del eje y
    xlim([0 contador+50]); %Limites del eje x
```

```
valorADC=fscanf(puerto,'%d'); %Toma el valor recibido por el puerto y lo
guarda en la variable
voltaje(contador)=valorADC(1)*5/1024; %Hace la conversi3n a voltaje
plot(voltaje); %Grafica el voltaje
drawnow
contador=contador+1;
end
%cierra y borra el puerto utilizado, borra todas las variables utilizadas
fclose(puerto);
delete(puerto);
end
```

## Arduino.



The screenshot shows the Arduino IDE 1.8.9 window. The title bar reads "emg Arduino 1.8.9". The menu bar includes "Archivo", "Editar", "Programa", "Herramientas", and "Ayuda". The toolbar contains icons for checking, running, uploading, and downloading. A tab labeled "emg" is active. The code editor contains the following C++ code:

```
void setup() {  
  Serial.begin(9600);  
}  
void loop() {  
  Serial.println(analogRead(A0));  
  delay(50);  
}
```

The status bar at the bottom indicates "7" on the left and "Arduino/Genuino Uno en COM4" on the right.

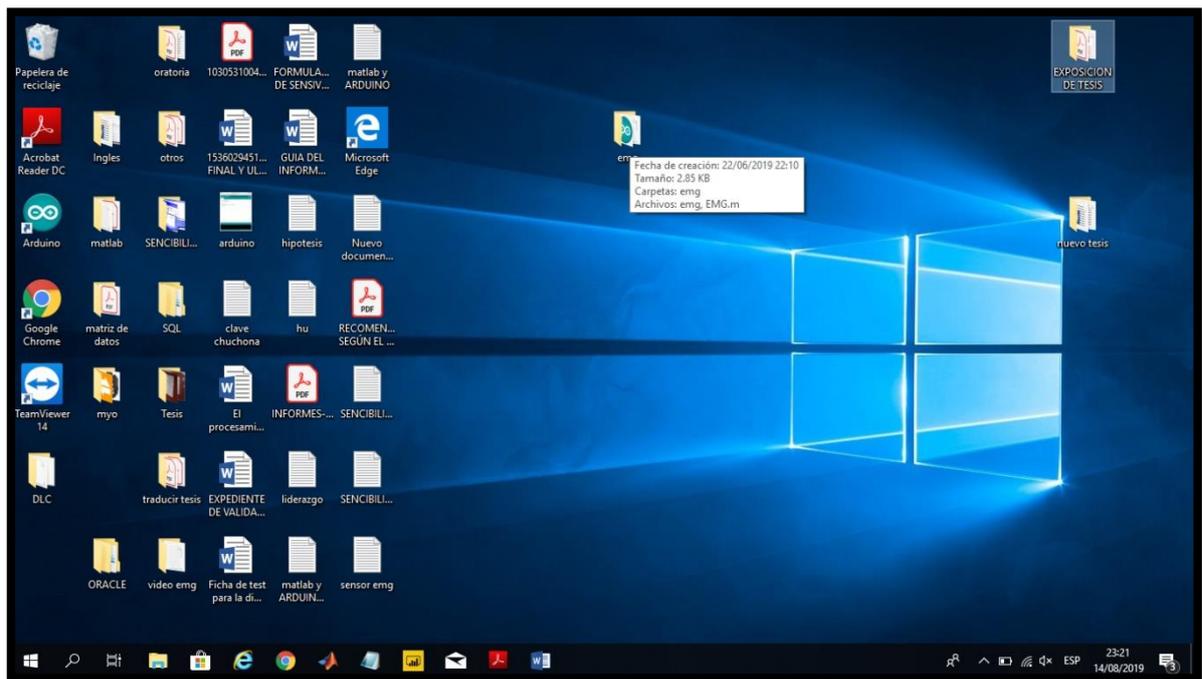
### Código para configurar el Arduino.

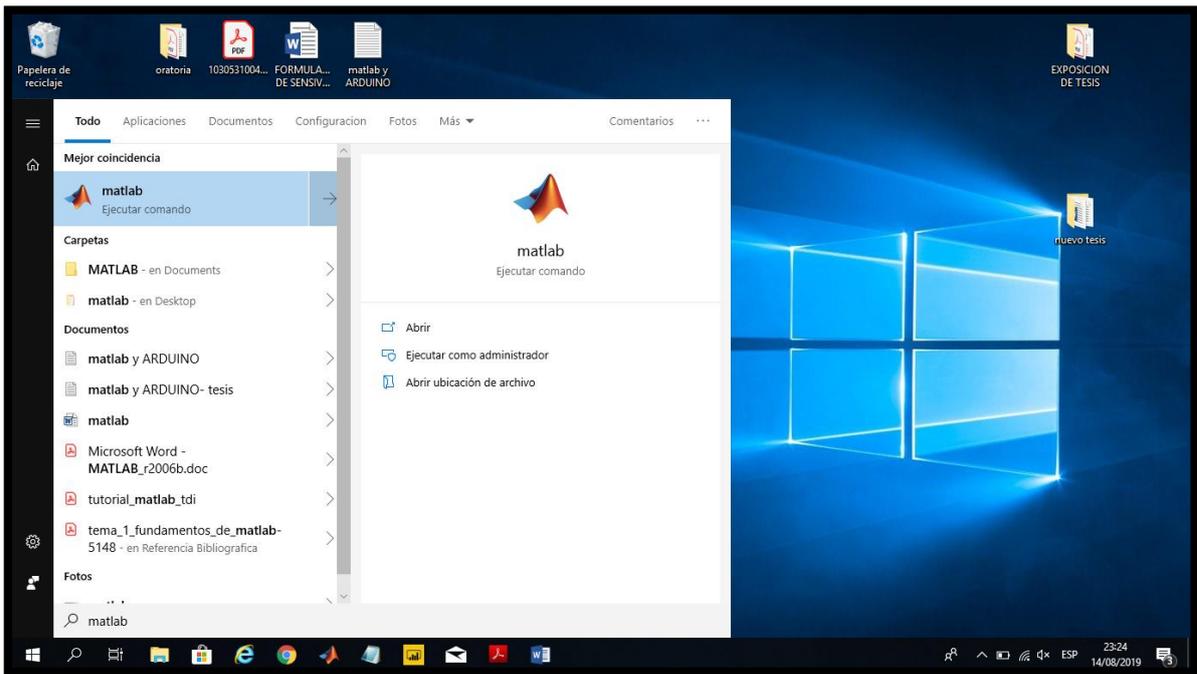
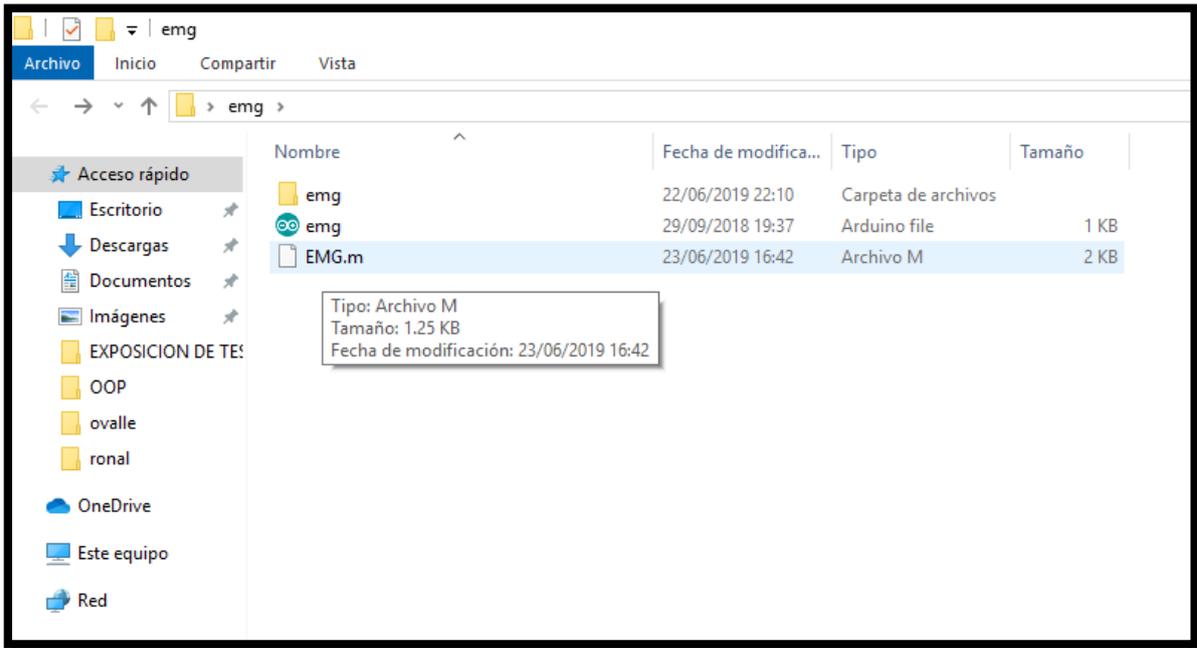
```
void setup() {  
  
  Serial.begin(9600);  
  
}  
  
void loop() {
```

```
Serial.println(analogRead(A0));  
  
delay(50);  
  
}
```

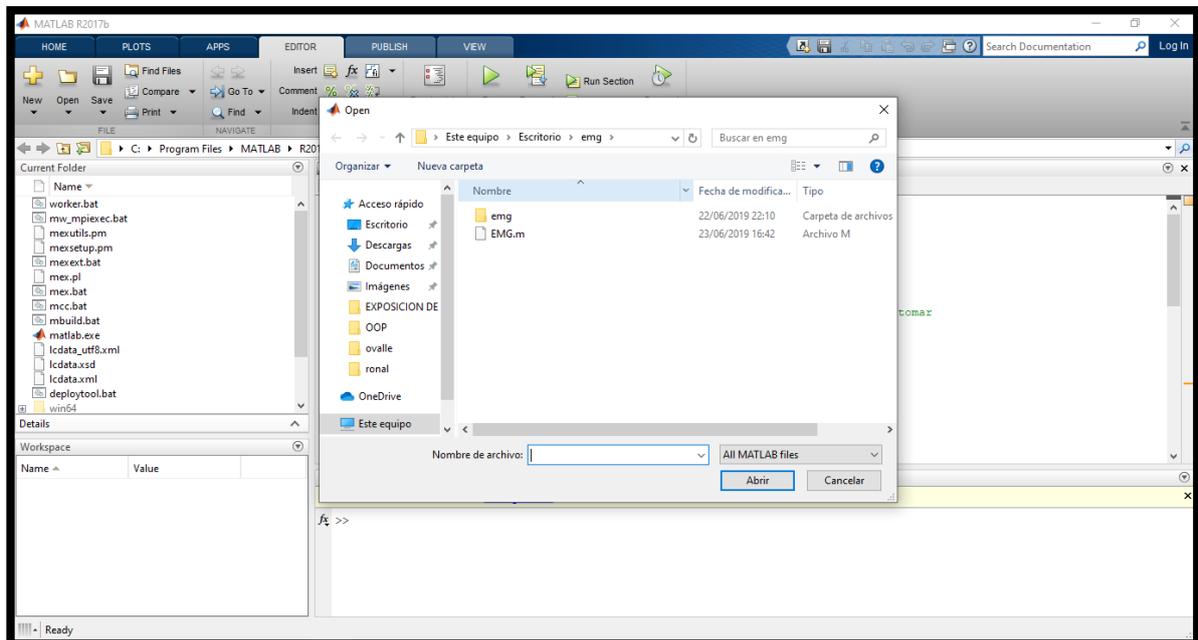
## Manuales del Sistema

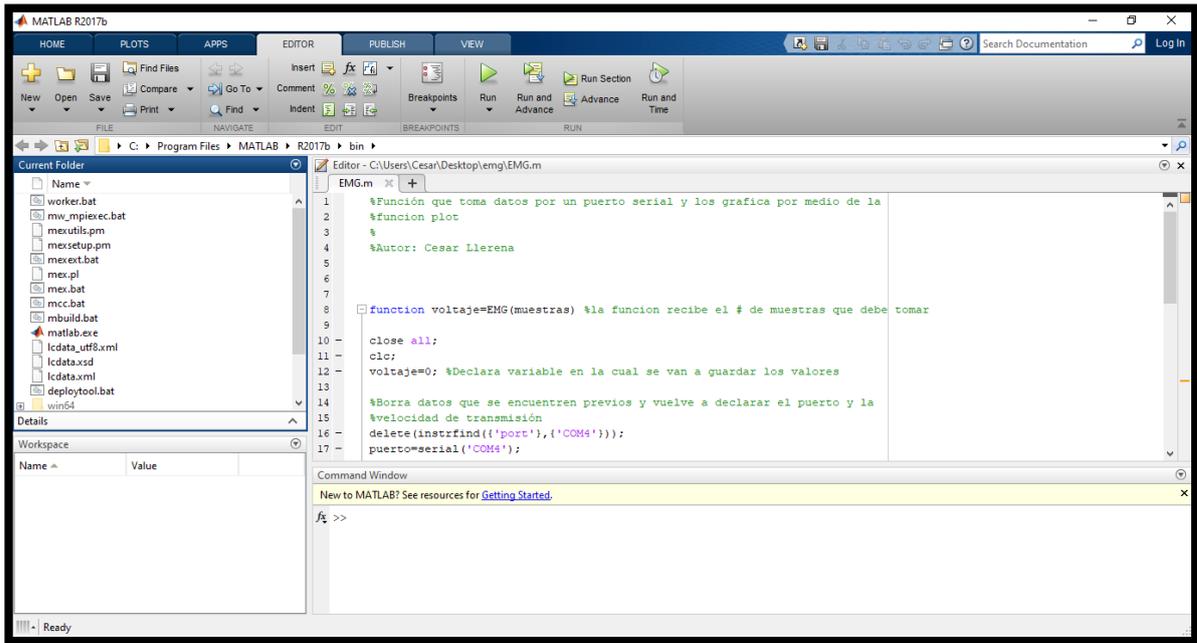
### Ubicación del Aplicativo



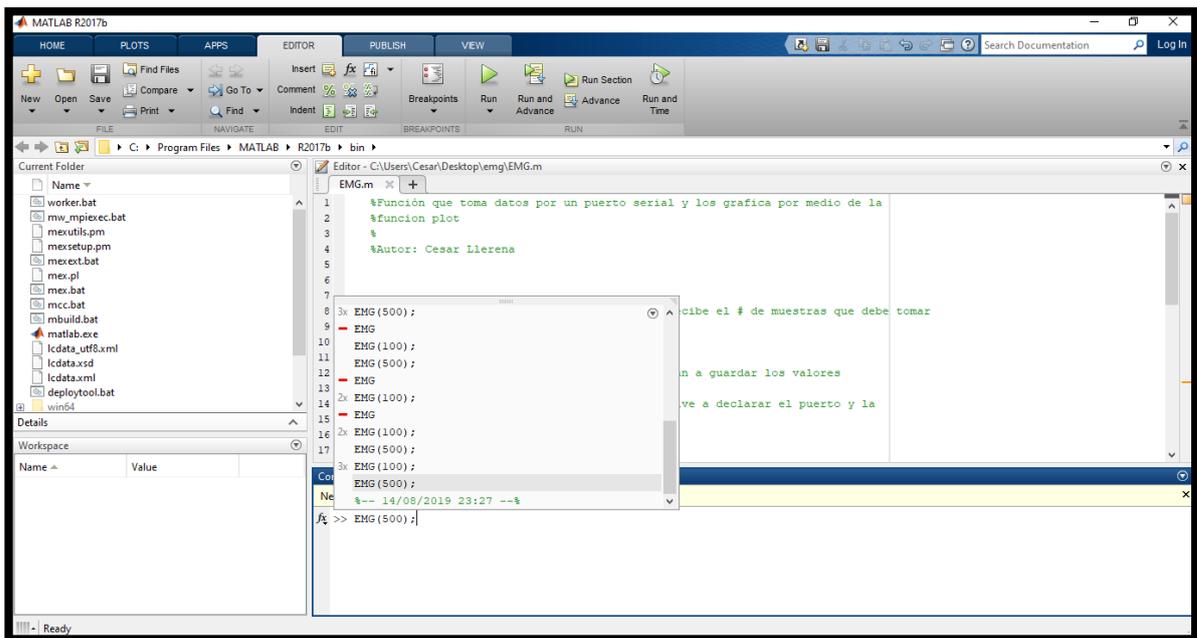


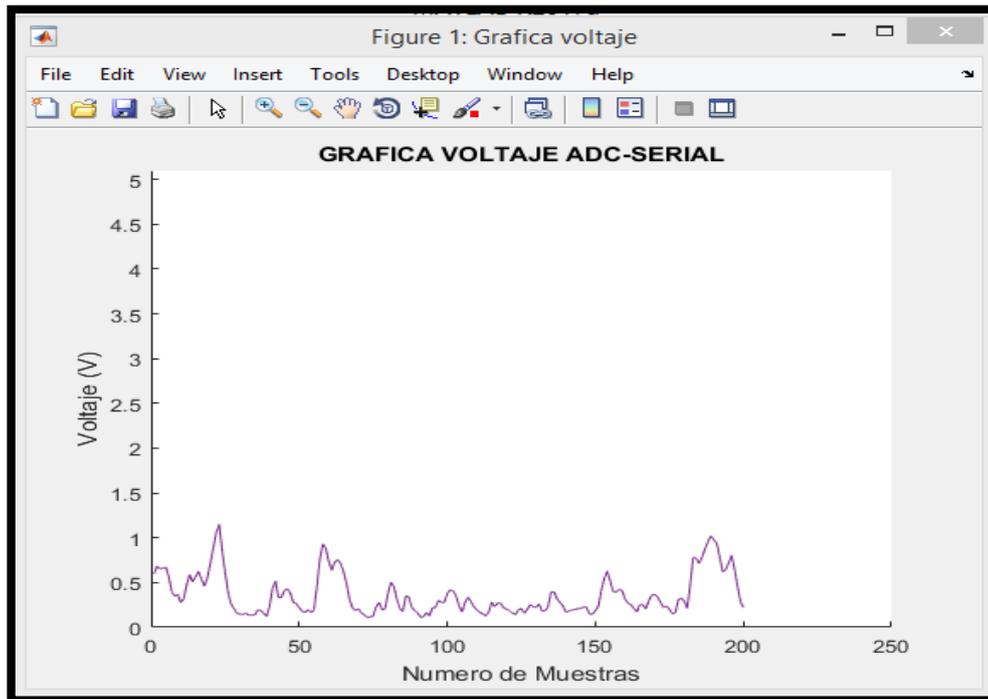
## Ejecutando el Matlab





Ejecutamos el aplicativo, antes tiene que colocarse el dispositivo el paciente.



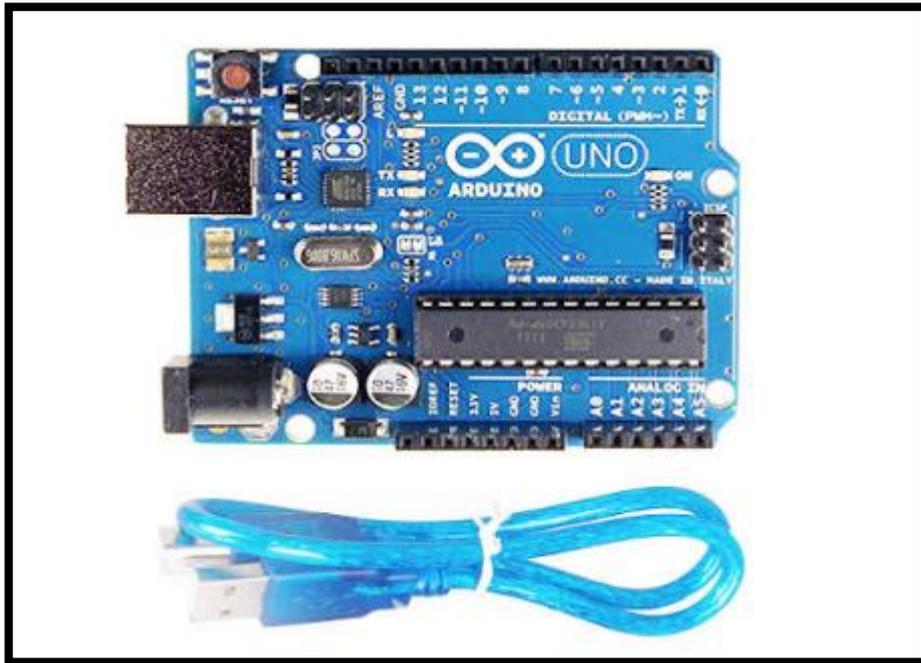


## Plan de Pruebas

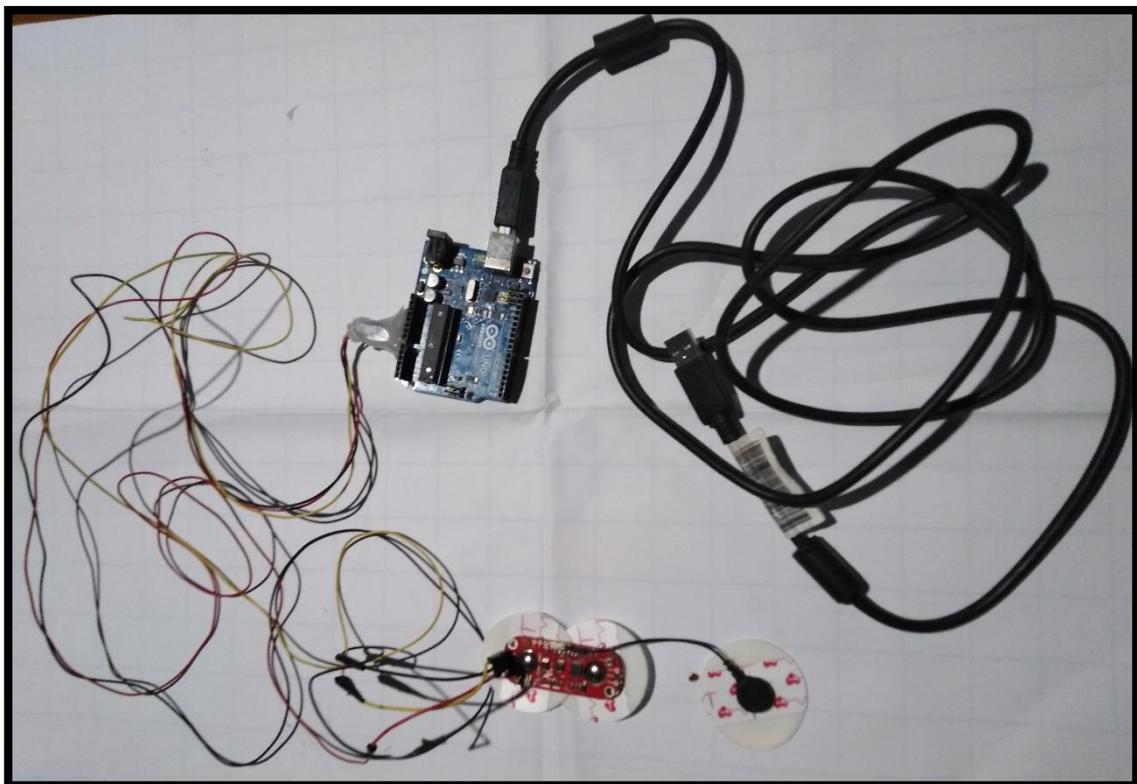
Dispositivo MyoWare



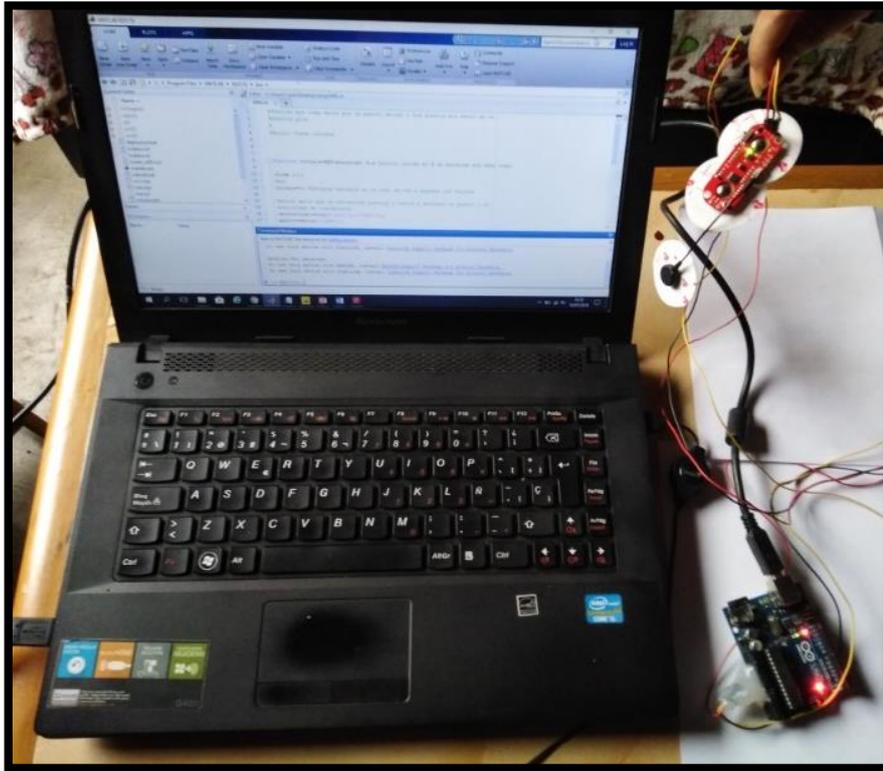
## Arduino Uno R3



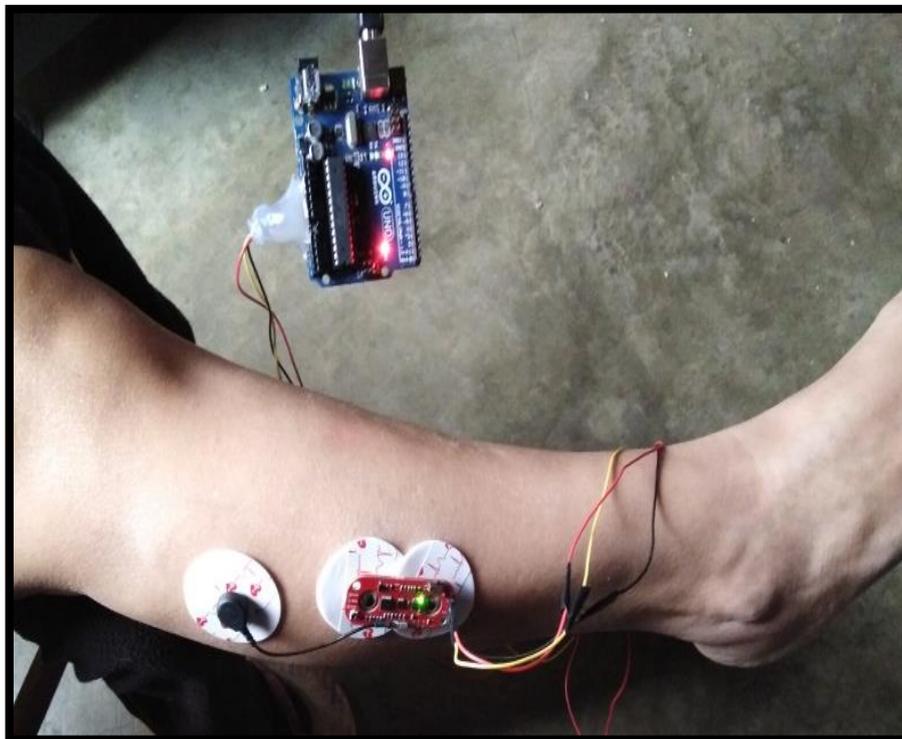
Se procede con el armado del sistema electrónico.



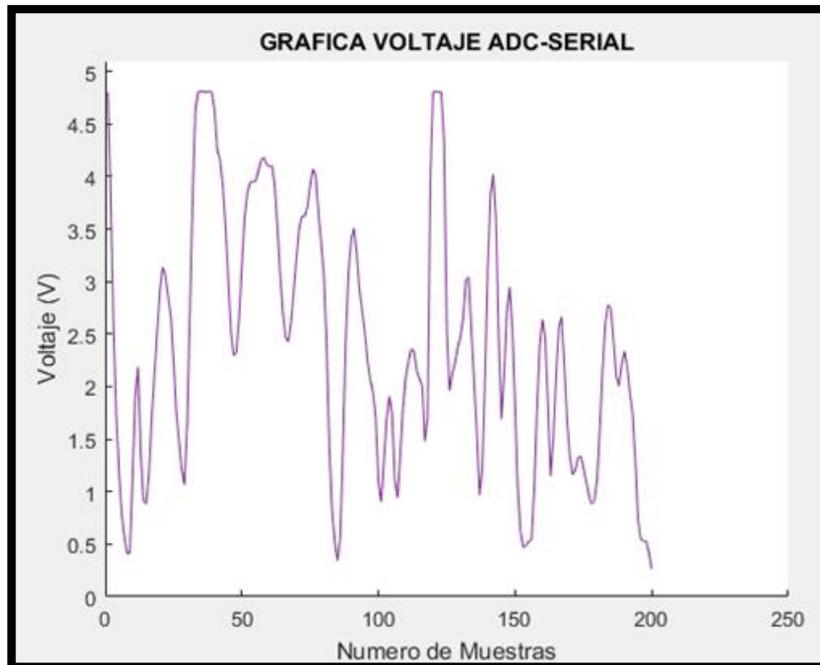
Se conecta el sistema electrónico a la laptop



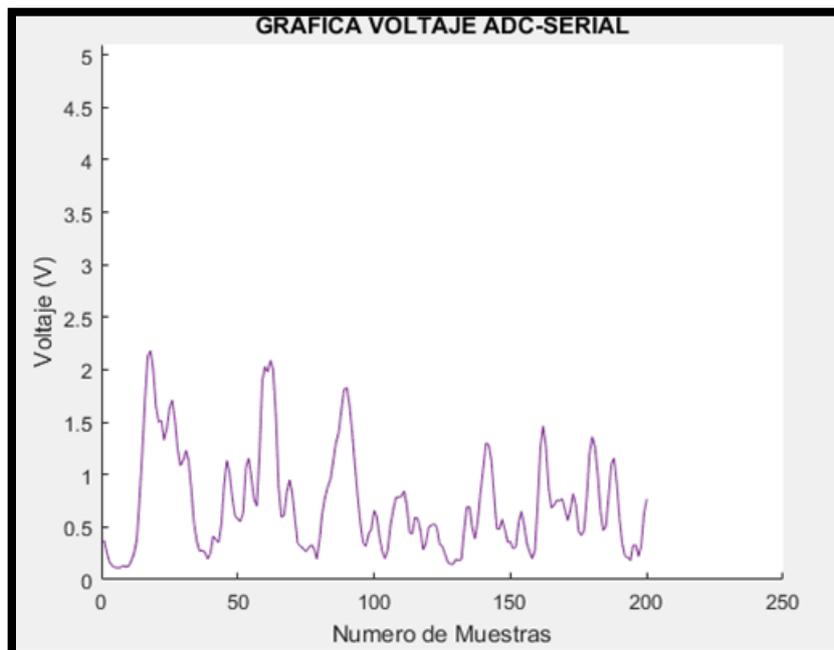
Se realiza escaneo de las electromiográficas



Se visualiza la señal del musculo gemelo externo con sus valores de registro en voltios con respecto al tiempo o número de muestras.



Se visualiza la señal del músculo tibial anterior con sus valores de registro en voltios con respecto al tiempo o número de muestras.



Donde se obtuvieron los valores de los registros de los músculos tibial anterior y el gemelo externo.

		Tibial anterior	Gemelo externo
N	Validos	25	25
	Pedidos	0	0
	Media	1,9640	4,3228
	Mediana	2,0000	4,3000
	Moda	1,90 <sup>a</sup>	4,50
	<u>Desv tip</u>	,18000	,25600
	Mínimo	1,5	4.0
	Máximo	2,2	4,8

### Propuesta de valor

**UNITED STATES POSTAL SERVICE®**

**USPS Customs Declaration and Dispatch Note**

Print in English using blue or black ink.  
Complete all **SHADED** fields before acceptance.  
See the Privacy Notice on the reverse of Copy 4.

**SENDER'S INFORMATION**

Full Last Name: Alonso, Full First Name: Eduardo, MI: /  
Business Name (if applicable): /, Sender's Telephone: 626-255-2118  
Address-1: Calle Maritimo St., Address-2: /, City: Lima, State: CA, ZIP Code: 91010

**ADDRESSEE'S INFORMATION**

Full Last Name: /, Full First Name: /, MI: /  
Business Name (if applicable): Universidad Peruana Union, Addressee's Telephone: 997-373-807  
Address-1: Carretera Central Km 19.5, Address-2: /, City: Tarma, State/Province: /, Country: Peru

**SHIPMENT INFORMATION**

1. Category of Items (check all that apply):  Document,  Commercial Sample,  Merchandise,  Dangerous Goods,  Gift,  Returned Goods,  Humanitarian Donation,  Other  
2. Detailed Description of Contents (Enter only one item per line): /  
3. Quantity: 4, 4. Net Weight (Ea): /, 5. Value (Ea) U.S. \$: 4000  
6. Total: /

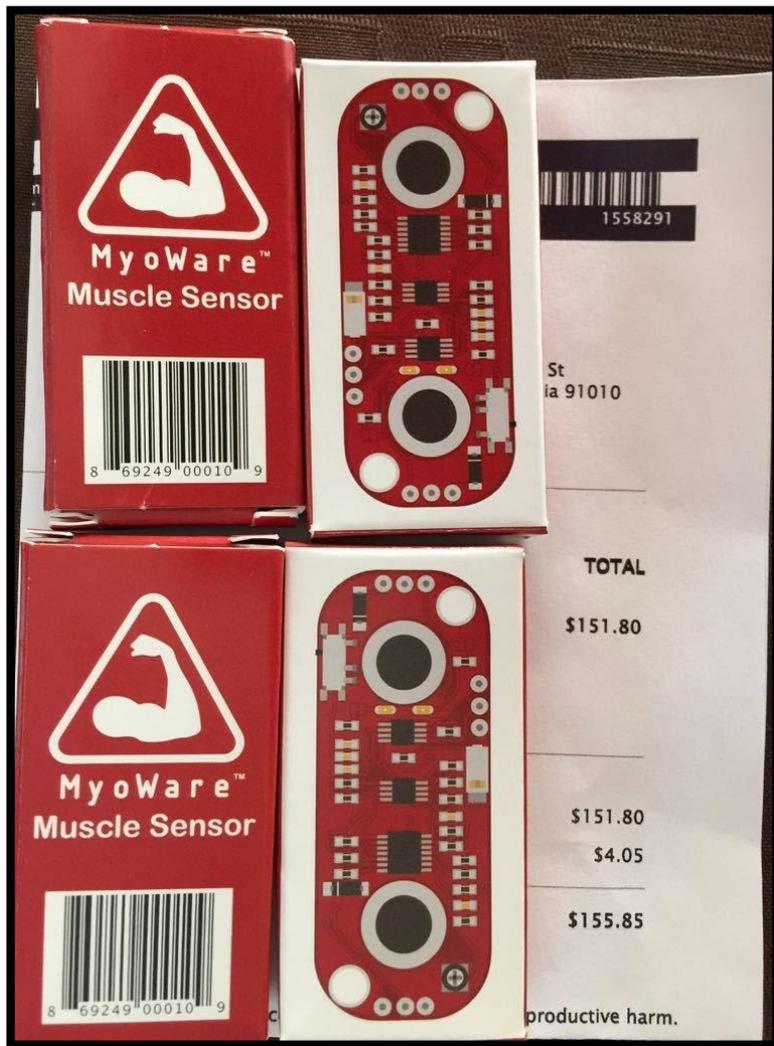
**SHIPMENT INFORMATION (Continued) — BOXED AREA IS FOR USPS-USE ONLY**

7. Sender's Email Address: /, 8. Addressee's Email Address: /  
9. Exporter's Reference (if applicable and known): /, 10. Exporter's Telephone (if applicable and known): /  
11. Importer's Reference (if applicable and known): /, 12. Importer's Telephone (if applicable and known): /  
13. AES ITN (if applicable): /, 14. AES Exemption — NOEEI§ (Check one if applicable):  § 30.36,  § 30.37 (a),  § 30.37 (h),  § 30.37 (v),  Other  
15. License Number (if applicable): /, 16. Certificate Number (if applicable): /, 17. Invoice Number (if applicable): /  
18. Length (inches): /, 19. Width (inches): /, 20. Height (inches): /  
21. Restrictions (if applicable — check all that apply):  Quarantine,  Sanitary/Phytosanitary Inspection  
22. Nondelivery Instructions (check one):  Return to Sender,  Treat as Abandoned  
23. Sender's Signature and Date: /, 10/10/2017

I certify the particulars given in this customs declaration are correct. This package does not contain any undeclared dangerous items, or items prohibited by legislation or by postal or customs regulations. I have met all applicable export filing requirements under federal law and regulations.

For Business Mailers, for items in Block 2 (if the information is known)  
24. HS Tariff Number: /, 25. Country of Origin: /

PS Form 2976-R, April 2016 PSN 7530-17-000-7992 IMPORTANT: This package may be opened officially. 4 - Sender's Co



<b>PRESUPUESTO DEL PROYECTO</b>	
Dispositivo ( <b>\$ 155.83</b> )	S/. 529.82
Flete ( <b>\$ 29.41</b> )	S/. 100.00
Electrodos	S/. 50.00
Arduino	S/. 60.00
Misceláneas	S/. 30.00
Programador	S/. 2,300.00
Pruebas	S/. 400.00
<b>TOTAL</b>	<b>S/. 3,469.82</b>