



# ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS  
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

**DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA**

**CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA,  
AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL**

**TRABAJO DE TITULACIÓN, PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL  
TÍTULO DE INGENIERO EN ELECTRÓNICA,  
AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL**

**TEMA: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE LA  
INSTRUMENTACIÓN PARA LA CARACTERIZACIÓN DE LA  
BIOMECÁNICA DE LA EXTREMIDAD INFERIOR EN  
SUJETOS SANOS**

**AUTORES:**

**SR. GUAMÁN SOSA, EDISON FABRICIO  
SR. BERMEO GRANDA, JUAN DAVID**

**DIRECTOR: ING. ARCENTALES VITERI, ANDRÉS RICARDO  
PHD.**

**SANGOLQUÍ**

**2017**



**DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA**

**CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA,  
AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL**

**CERTIFICACIÓN**

Certifico que el trabajo de titulación: ***“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE LA INSTRUMENTACIÓN PARA LA CARACTERIZACIÓN DE LA BIOMECÁNICA DE LA EXTREMIDAD INFERIOR EN SUJETOS SANOS”***, realizado por los señores ***GUAMÁN SOSA EDISON FABRICIO*** y ***BERMEO GRANDA JUAN DAVID***, ha sido revisado en su totalidad y analizado por el software anti-plagio, el mismo cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, por lo tanto me permito acreditarlo y autorizar a los señores ***GUAMÁN SOSA EDISON FABRICIO*** y ***BERMEO GRANDA JUAN DAVID*** para que lo sustenten públicamente.

**Sangolquí, Febrero del 2017**

Ing. Andrés Ricardo Arcentales Viteri PhD.

**DIRECTOR**



**DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA**

**CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA,  
AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL**

**AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD**

Nosotros, **GUAMÁN SOSA EDISON FABRICIO** y **BERMEO GRANDA JUAN DAVID**, con cédulas de identidad N°: 1718822560 y N°: 1723626758 respectivamente, declaramos que este trabajo de titulación **“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE LA INSTRUMENTACIÓN PARA LA CARACTERIZACIÓN DE LA BIOMECÁNICA DE LA EXTREMIDAD INFERIOR EN SUJETOS SANOS”** ha sido desarrollado considerando los métodos de investigación existentes, así como también se ha respetado los derechos intelectuales de terceros considerándose en las citas bibliográficas.

Consecuentemente declaramos que este trabajo es de nuestra autoría, en virtud de ello nos declaramos responsables del contenido, veracidad y alcance de la investigación mencionada.

**Sangolquí, Febrero del 2017**

Sr. Guamán Sosa Edison Fabricio  
C.C. 1718822560

Sr. Bermeo Granda Juan David  
C.C. 1723626758



**DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA**

**CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA,  
AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL**

**AUTORIZACIÓN**

Nosotros, ***GUAMÁN SOSA EDISON FABRICIO*** y ***BERMEO GRANDA JUAN DAVID***, autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar en la biblioteca virtual de la institución el presente trabajo de titulación ***“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE LA INSTRUMENTACIÓN PARA LA CARACTERIZACIÓN DE LA BIOMECÁNICA DE LA EXTREMIDAD INFERIOR EN SUJETOS SANOS”***, cuyo contenido, ideas y criterios son de nuestra autoría y responsabilidad.

**Sangolquí, Febrero del 2017**

Sr. Guamán Sosa Edison Fabricio  
C.C. 1718822560

Sr. Bermeo Granda Juan David  
C.C. 1723626758

## DEDICATORIA

Quiero dedicar este gran trabajo de investigación a mi familia, que siempre ha estado presente brindándome su apoyo incondicional tanto en mis logros como fracasos. En ustedes siempre encontré una palabra de ánimo, un abrazo de alivio y un amor puro.

A mi padre Edison, por siempre estar junto a mí a pesar de las circunstancias, por sus palabras de aliento y constante apoyo. La persona que con su ejemplo de vida me ha enseñado que todo lo bueno que se consigue en la vida es con sacrificio y esfuerzo propio.

A mi madre Jimena, por siempre encomendar mi vida en las manos de Dios, por sus oraciones diarias, y su amor tan puro. La mujer más importante para mí, que me ha enseñado a ser humilde y agradecido por sobre todas las cosas.

A mis hermanas Estefanía y Belén, que son las princesas de la casa y por quienes cada día intento dar un buen ejemplo tanto en lo personal como en lo profesional.

Gracias a ustedes he llegado a ser la persona que soy hoy en día.

Edison Fabricio Guamán Sosa

Dedico este trabajo de investigación a toda mi familia la cual siempre me ha acompañado en mis logros, a ellos que siempre supieron encontrar la manera de apoyarme en todo lo que he hecho y siempre me han dado ánimo y cariño.

También a todas las personas con las que compartí muchos o pocos momentos en el transcurso de estos años de carrera universitaria.

Juan David Bermeo Granda

## AGRADECIMIENTO

Primeramente agradezco a Dios, por su cuidado constante, bendiciones y amor infinito.

A mis padres, quienes por sus sacrificios y trabajo arduo he logrado alcanzar esta meta tan anhelada. Gracias por guiar mis pasos por el camino del bien, y por corregir mis errores cuando ha sido necesario. A mi madre por su paciencia, bondad, oraciones y por su dedicación infaltable que ha tenido conmigo y mis hermanas. A mi padre por compartir sus sabios consejos y por su apoyo incondicional a pesar de las circunstancias.

A mis hermanas Estefanía y Belén, por la admiración que me tienen, lo que me impulsa a superarme y ser mejor persona cada día.

A todos mis amigos tanto del colegio como de la universidad con los que compartí esta experiencia universitaria. Cada uno ha dejado una huella, una enseñanza, una anécdota y un consejo en mi vida. A cada uno lo llevo en mi corazón, valoro su sincera amistad y sé que siempre podré contar con ustedes.

De manera especial al Dr. Andrés Arcentales y Dra. Ana Guamán, por compartirme sus conocimientos y brindarme su tiempo y apoyo durante el desarrollo de este trabajo de investigación para así culminar mi carrera profesional con éxito.

Edison Fabricio Guamán Sosa

Agradezco al Universo y a Dios por tantas bendiciones recibidas, por permitirme estar en este punto de la vida y haber coincidido con tantas personas maravillosas.

A mi madre Hortencia por estar siempre pendiente y animándome en estos años de carrera universitaria, por estar presente en todos los momentos y circunstancias, buenas y malas, por su amor y apoyo incondicional.

A mi padre Marcelo por todo el esfuerzo que ha hecho para darme todo lo necesario para terminar mi carrera universitaria.

A mis hermanas Marissa y Anita por su cariño y el apoyo en los momentos que más necesite.

A mi amigo y compañero de tesis Fabricio Guamán por ser una gran persona, por su comprensión y por hacerse cargo del proyecto cuando por fuerza mayor tuve que ausentarme del mismo.

A mi amigo Marco Guevara por su ayuda incondicional cuando se lo pedí, por colaborar en este proyecto y por las enseñanzas prácticas de electrónica que me transmitió.

A mis amigos que colaboraron de una u otra forma en el desarrollo de este proyecto en especial a Carlos Travez y Galo Procel.

De manera especial a la Dra. Ana de la Peña por ayudarme a recuperar mi salud y así poder terminar este proyecto.

Al Dr. Andrés Arcentales y la Dra. Ana Guamán por las enseñanzas, por su amistad y por la guía académica que me dieron en el trayecto de este proyecto.

Juan David Bermeo Granda



## ÍNDICE DE CONTENIDO

<b>CERTIFICACIÓN .....</b>	<b>i</b>
<b>AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD .....</b>	<b>ii</b>
<b>AUTORIZACIÓN .....</b>	<b>iii</b>
<b>DEDICATORIA .....</b>	<b>iv</b>
<b>AGRADECIMIENTO .....</b>	<b>vi</b>
<b>ÍNDICE DE CONTENIDO .....</b>	<b>viii</b>
<b>RESUMEN.....</b>	<b>xviii</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>xix</b>
<b>CAPÍTULO I.....</b>	<b>1</b>
<b>INTRODUCCIÓN.....</b>	<b>1</b>
1.1. Antecedentes .....	1
1.2. Justificación e importancia.....	3
1.3. Alcance del proyecto .....	4
1.4. Objetivos .....	7
1.4.1. Objetivo general .....	7
1.4.2. Objetivos específicos .....	7
<b>CAPÍTULO II.....</b>	<b>9</b>
<b>MARCO TEÓRICO.....</b>	<b>9</b>
2.1. Introducción .....	9
2.2. Cinemática y cinética del movimiento humano .....	9
2.2.1. Cinemática lineal .....	11
2.2.2. Cinemática angular .....	11
2.2.3. Cinética lineal.....	15
2.2.4. Cinética angular .....	17
2.3. Sistemas de análisis de la biomecánica.....	17
2.3.1. Sistemas ópticos .....	17
2.3.2. Sistemas no ópticos.....	18
2.3.3. Origen de las señales mioeléctricas .....	19
2.4. Electromiografía .....	21
2.5. Caracterización de sensores .....	26

2.5.1. Sensibilidad .....	26
2.5.2. Rango .....	26
2.5.3. Precisión .....	27
2.5.4. Resolución .....	27
2.5.5. Exactitud .....	28
2.5.6. Linealidad .....	28
2.5.7. Histéresis .....	28
2.5.8. Calibración de un sensor .....	30
2.5.9. Métodos de calibración .....	30
<b>CAPÍTULO III .....</b>	<b>32</b>
<b>DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL HARDWARE DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES EMG .....</b>	<b>32</b>
3.1. Introducción .....	32
3.2. Consideraciones de diseño .....	33
3.3. Electroodos.....	34
3.3.1. Configuración del electrodo .....	36
3.3.2. Colocación de electrodos para EMG .....	37
3.4. Etapa de preamplificación.....	38
3.5. Etapa de amplificación final.....	44
3.6. Preprocesamiento digital de la señal EMG .....	48
3.6.1. Digitalización de la señal EMG.....	48
3.6.2. Filtrado digital de la señal EMG.....	49
3.7. Hardware de adquisición para señales EMG .....	58
<b>CAPÍTULO IV .....</b>	<b>62</b>
<b>INSTRUMENTACIÓN ELECTRÓNICA PARA SENSOR INERCIAL (IMU) .....</b>	<b>62</b>
4.1. Introducción .....	62
4.2. Sensor BNO055.....	66
4.2.1. Modos de Operación .....	68
4.2.2. Salida de datos del sensor .....	72
4.3. Configuración del sensor .....	74
4.4. Adquisición de los datos .....	80

4.5. Calibración .....	82
4.6. Colocación del sensor .....	83
<b>CAPÍTULO V .....</b>	<b>90</b>
<b>DISEÑO DE LA INSTRUMENTACIÓN PARA LA MEDICIÓN DE LA FUERZA DE LA PISADA .....</b>	<b>90</b>
5.1. Introducción .....	90
5.2. Características y propiedades de la lámina Velostat .....	93
5.3. Diseño e instrumentación del sensor .....	94
5.4. Configuración del Sensor .....	101
5.5. Caracterización de plantilla instrumentada .....	103
5.5.1. Caracterización de los 63 puntos de medición .....	103
5.5.2. Modelos de calibración .....	109
5.6. Resultados .....	112
<b>CAPÍTULO VI .....</b>	<b>117</b>
<b>INTEGRACIÓN DEL SISTEMA PORTABLE PARA LA CARACTERIZACIÓN DE LA BIOMECÁNICA DE LA EXTREMIDAD INFERIOR .....</b>	<b>117</b>
6.1. Introducción .....	117
6.2. Consideraciones de diseño .....	117
6.3. Integración de los sistemas de adquisición en un único dispositivo.....	119
6.4. Interfaz Hombre-Máquina.....	124
<b>CAPÍTULO VII.....</b>	<b>127</b>
<b>PROTOCOLO DE ADQUISICIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS....</b>	<b>127</b>
7.1. Metodología .....	127
7.2. Protocolo de adquisición .....	128
7.3. Resultados .....	135
<b>CAPÍTULO VIII .....</b>	<b>146</b>
<b>CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES .....</b>	<b>146</b>
8.1. Sistema de adquisición de señales EMG .....	146
8.2. Sistema de adquisición de ángulos de flexión de las articulaciones.....	148
8.3. Sistema de adquisición de fuerza de la pisada .....	149

8.4. Sistema portable para la caracterización de la biomecánica de la extremidad inferior .....150

8.5. Protocolo de adquisición y resultados ..... 151

**BIBLIOGRAFÍA .....156**

## ÍNDICE DE TABLAS

<b>Tabla 1</b> Especificaciones para adquisición de señales EMG .....	33
<b>Tabla 2</b> Especificaciones eléctricas de INA128 y TL084 .....	34
<b>Tabla 3</b> Parámetros de diseño para filtro digital.....	56
<b>Tabla 4</b> Especificaciones eléctricas del sensor BNO055 .....	67
<b>Tabla 5</b> Información general de los modos de operación .....	68
<b>Tabla 6</b> Configuración predeterminada del sensor .....	69
<b>Tabla 7</b> Selección de los modos de operación.....	70
<b>Tabla 8</b> Tiempo de conmutación para cambiar entre modos de operación.....	70
<b>Tabla 9</b> Unidades de medida de cada dato disponible del sensor.....	73
<b>Tabla 10</b> Convención de los ángulos de rotación .....	73
<b>Tabla 11</b> Tipo de dato para los ángulos de rotación .....	74
<b>Tabla 12</b> Representación de la unidad para el ángulo de Euler.....	74
<b>Tabla 13</b> Selección de la dirección del I2C.....	75
<b>Tabla 14</b> Características de la lámina Velostat.....	94
<b>Tabla 15</b> Resultados de los modelos potenciales para los puntos de plantilla .....	114
<b>Tabla 16</b> Características para tarjeta de adquisición.....	118
<b>Tabla 17</b> Resumen de características STM32F407.....	118
<b>Tabla 18</b> Resultados de señal EMG de músculo tibial anterior.....	138
<b>Tabla 19</b> Resultados de señal EMG de músculo vasto lateral.....	139
<b>Tabla 20</b> Resultados de señal EMG de músculo vasto medial .....	140
<b>Tabla 21</b> Resultados de ángulos de flexión de cadera .....	142
<b>Tabla 22</b> Resultados de ángulos de flexión de rodilla .....	142
<b>Tabla 23</b> Resultados de ángulos de flexión de tobillo .....	143

## ÍNDICE DE FIGURAS

<b>Figura 1</b> Ejemplo de movimiento angular.....	12
<b>Figura 2</b> Componentes de un ángulo .....	13
<b>Figura 3</b> Centro de rotación instantáneo de la rodilla.....	13
<b>Figura 4</b> Ángulos absolutos del brazo, cadera, muslo y pierna.....	14
<b>Figura 5</b> Ángulos relativos .....	15
<b>Figura 6</b> Características de la fuerza para una fuerza muscular interna. ....	16
<b>Figura 7</b> Neuronas sensitivas y motoras .....	20
<b>Figura 8</b> Unión neuromuscular.....	21
<b>Figura 9</b> Representación de la generación de la señal EMG.....	22
<b>Figura 10</b> Colocación del electrodo de superficie .....	23
<b>Figura 11</b> Amplificadores para la configuración monopolar y bipolar .....	24
<b>Figura 12</b> Electrodo bipolar de superficie.....	25
<b>Figura 13</b> Colocación de electrodo bipolar para el músculo vasto medial .....	25
<b>Figura 14</b> Curva ideal y error de sensibilidad .....	27
<b>Figura 15</b> Ejemplo de precisión.....	28
<b>Figura 16</b> Error de linealidad .....	29
<b>Figura 17</b> Curva de histéresis .....	29
<b>Figura 18</b> Calibración de un punto .....	31
<b>Figura 19</b> Calibración de 2 puntos.....	31
<b>Figura 20</b> Diagrama de bloques para sistema de adquisición de señales EMG .....	33
<b>Figura 21</b> Electrodo superficial de Ag/AgCl.....	35
<b>Figura 22</b> Electrodo superficial de acero inoxidable .....	35
<b>Figura 23</b> Esquema de detección monopolar .....	36
<b>Figura 24</b> Esquema de detección bipolar.....	37
<b>Figura 25</b> Ubicación sugerida del electrodo.....	38
<b>Figura 26</b> Esquema de preamplificación.....	40
<b>Figura 27</b> Esquema de preamplificación con circuito de pierna derecha .....	41
<b>Figura 28</b> Esquema de protección .....	42
<b>Figura 29</b> Esquema de preamplificación con circuito integrador.....	43
<b>Figura 30</b> Esquema de antisaturación .....	43

<b>Figura 31</b> Sumador inversor .....	44
<b>Figura 32</b> Potenciómetro digital MCP41XXX.....	46
<b>Figura 33</b> Esquema de conexión entre microcontrolador y potenciómetro digital ...	46
<b>Figura 34</b> Esquema de amplificación final y offset.....	47
<b>Figura 35</b> Esquema de hardware de adquisición para una señal EMG.....	47
<b>Figura 36</b> Señal EMG sin offset .....	49
<b>Figura 37</b> Configuración para cancelación de interferencias de un filtro adaptativo	50
<b>Figura 38</b> Comparación en tiempo de algoritmo RLS y LMS .....	51
<b>Figura 39</b> Comparación en frecuencia de algoritmo RLS y LMS.....	52
<b>Figura 40</b> Coherencia de magnitud al cuadrado.....	53
<b>Figura 41</b> Respuesta en frecuencia de filtros IIR .....	55
<b>Figura 42</b> Respuesta en magnitud del filtro digital pasa-banda .....	56
<b>Figura 43</b> Respuesta en fase del filtro digital pasa-banda.....	57
<b>Figura 44</b> Preprocesamiento de la señal EMG realizado en Simulink .....	58
<b>Figura 45</b> Hardware implementado para la adquisición de 4 señales EMG.....	59
<b>Figura 46</b> Zonas de detección muscular para registro de señales EMG .....	60
<b>Figura 47</b> Señales EMG adquiridas con hardware ya implementado.....	60
<b>Figura 48</b> Señal EMG original y filtrada en dominio del tiempo y frecuencia.....	61
<b>Figura 49</b> Principio de funcionamiento del acelerómetro .....	63
<b>Figura 50</b> Estructura resonante de un giroscopio MEMS .....	64
<b>Figura 51</b> Estructura y principio de operación del magnetómetro MEMS.....	65
<b>Figura 52</b> BNO055 .....	66
<b>Figura 53</b> Arquitectura del sistema.....	66
<b>Figura 54</b> Escritura I <sup>2</sup> C .....	76
<b>Figura 55</b> Lectura I <sup>2</sup> C.....	77
<b>Figura 56</b> Esquema general de la programación del BNO055.....	77
<b>Figura 57</b> Bloque de verificación de ID.....	78
<b>Figura 58</b> Bloque de inicialización del BNO055 .....	78
<b>Figura 59</b> Bloque de escritura para el registro del ID.....	78
<b>Figura 60</b> Bloque para la selección del modo de operación: Modo Config.....	79
<b>Figura 61</b> Bloque para la selección de alimentación: Modo normal .....	79
<b>Figura 62</b> Bloque para la selección de la página 0 del mapa de registro .....	79

<b>Figura 63</b> Bloque para la selección del modo de operación: Modo NDOF.....	80
<b>Figura 64</b> Bloque de lectura de los ángulos de Euler .....	80
<b>Figura 65</b> Lectura de los 8 bits LSB de uno de los ángulos de Euler.....	81
<b>Figura 66</b> Lectura de los 8 bits MSB de uno de los ángulos de Euler.....	81
<b>Figura 67</b> Bloque de conversión a dato de 16 bits.....	81
<b>Figura 68</b> Bloque de envío de los datos obtenidos .....	82
<b>Figura 69</b> Marco de referencia técnico-anatómico con la ubicación de los sensores	84
<b>Figura 70</b> Ubicación de los sensores .....	84
<b>Figura 71</b> Colocación del IMU en la tobillera.....	85
<b>Figura 72</b> Colocación del IMU en la rodillera .....	85
<b>Figura 73</b> Colocación del IMU en la licra.....	86
<b>Figura 74</b> Posición de IMUs sobre articulaciones.....	86
<b>Figura 75</b> Persona en posición parada .....	87
<b>Figura 76</b> Ángulos de flexión de persona en posición parada .....	87
<b>Figura 77</b> Persona en posición de semisentadilla.....	88
<b>Figura 78</b> Ángulos de flexión de persona en posición semisentadilla.....	88
<b>Figura 79</b> Persona en posición de sentadilla completa .....	89
<b>Figura 80</b> Ángulos de flexión de persona en posición de sentadilla completa .....	89
<b>Figura 81</b> Fuerza de reacción terrestre (GRF).....	91
<b>Figura 82</b> Plataforma para medir la presión de la pisada.....	91
<b>Figura 83</b> Sistema de calzado para la medición de la presión de la pisada .....	92
<b>Figura 84</b> Áreas anatómicas del pie.....	93
<b>Figura 85</b> Materiales para la construcción del sensor.....	94
<b>Figura 86</b> Distribución de capas en la construcción del sensor.....	95
<b>Figura 87</b> Estructura de un FSR .....	95
<b>Figura 88</b> Primer diseño basado en un FSR.....	96
<b>Figura 89</b> Segundo diseño basado en un FSR .....	96
<b>Figura 90</b> Prototipos con material conductor de aluminio y cobre .....	96
<b>Figura 91</b> Prototipo de 15x10 cm .....	97
<b>Figura 92</b> Tercer diseño en configuración de una matriz .....	97
<b>Figura 93</b> Disposición de capas sobre la plantilla de zapato.....	98
<b>Figura 94</b> Cuarto prototipo sobre una plantilla de zapato.....	99



<b>Figura 95</b>	Disposición de capas para una independencia entre puntos de la matriz..	99
<b>Figura 96</b>	Cuadrados de 1x1 cm de material Velostat.....	100
<b>Figura 97</b>	Colocación de la primera capa conductora .....	100
<b>Figura 98</b>	Colocación de la segunda capa conductora.....	101
<b>Figura 99</b>	Prototipo final del sensor para medir la fuerza de la pisada.....	101
<b>Figura 100</b>	Esquema de cada columna de la plantilla.....	102
<b>Figura 101</b>	Divisor de tensión de cada columna del sensor .....	102
<b>Figura 102</b>	Circuito para la activación de cada fila del sensor.....	103
<b>Figura 103</b>	Caracterización de plantilla .....	104
<b>Figura 104</b>	Curva de comportamiento de 1er punto de plantilla base .....	105
<b>Figura 105</b>	Curva de comportamiento de 2do punto de plantilla base .....	105
<b>Figura 106</b>	Curva de comportamiento de 3er punto de plantilla base .....	105
<b>Figura 107</b>	Curva de comportamiento de 4to punto de plantilla base .....	106
<b>Figura 108</b>	Curva de comportamiento de 5to punto de plantilla base .....	106
<b>Figura 109</b>	Curva de comportamiento del punto de la columna 2 de fila 9.....	107
<b>Figura 110</b>	Curva de comportamiento del punto de la columna 3 de fila 9.....	108
<b>Figura 111</b>	Curva de comportamiento del punto de la columna 4 de fila 9.....	108
<b>Figura 112</b>	Curva de comportamiento del punto de la columna 5 de fila 9.....	108
<b>Figura 113</b>	Curva de comportamiento del punto de la columna 3 de fila 1 .....	109
<b>Figura 114</b>	Curva de comportamiento del punto de la columna 2 de fila 1 .....	110
<b>Figura 115</b>	Modelos de regresión de dos puntos de fila 11 .....	113
<b>Figura 116</b>	Comparación del valor de voltaje con el valor de LoD .....	116
<b>Figura 117</b>	Modelo de regresión potencial implementada en STM32F407.....	116
<b>Figura 118</b>	Placa principal .....	120
<b>Figura 119</b>	Diseño de carcasa del dispositivo .....	122
<b>Figura 120</b>	Ubicación de placas dentro de carcasa.....	123
<b>Figura 121</b>	Pantalla para visualización de EMG .....	125
<b>Figura 122</b>	Pantalla para visualización de IMUs.....	125
<b>Figura 123</b>	Pantalla para visualización de plantilla .....	126
<b>Figura 124</b>	Músculos que intervienen en el ejercicio de sentadillas .....	129
<b>Figura 125</b>	Ubicación de electrodos en músculos del muslo .....	130
<b>Figura 126</b>	Ubicación de electrodos en músculos de pierna .....	131

<b>Figura 127</b> Ubicación de IMUs sobre articulaciones de extremidad inferior .....	131
<b>Figura 128</b> Posición del sujeto de prueba en la ejecución del ejercicio .....	133
<b>Figura 129</b> Señales EMG de los músculos en el inicio y fin del ejercicio.....	137
<b>Figura 130</b> Ángulos de flexión de segmento corporal cadera.....	140
<b>Figura 131</b> Ángulos de flexión de segmento corporal muslo .....	141
<b>Figura 132</b> Ángulos de flexión de segmento corporal pierna .....	141
<b>Figura 133</b> Variación de fuerza de pisada al momento de bajar el cuerpo .....	144
<b>Figura 134</b> Variación de fuerza de pisada al momento de subir el cuerpo .....	145

## RESUMEN

La biomecánica estudia el movimiento del cuerpo humano y las fuerzas que actúan sobre el mismo. Analiza la respuesta que tiene el organismo vivo cuando el cuerpo humano se somete a cualquier actividad, por ejemplo la más simple que consiste en ir de un lado a otro. Esta investigación tiene como objetivo diseñar e implementar un dispositivo portable, no invasivo y de bajo costo que permita adquirir información útil para la caracterización de la biomecánica de la extremidad inferior. El desarrollo de este estudio contempla: el diseño e implementación del hardware para la adquisición de las contracciones musculares a través de señales electromiográficas; registro de los ángulos de flexión en X, Y, Z de las articulaciones de la extremidad inferior por medio de sensores inerciales; y por último la adquisición de la fuerza ejercida por la pisada del pie mediante el diseño e implementación de una plantilla instrumentada. Estos tres sistemas en conjunto forman el dispositivo biomecánico, que permite la adquisición simultánea y sincronizada de todas las señales. Adicionalmente, almacena la información en una memoria extraíble, la cual puede ser visualizada de forma gráfica en una Interfaz Hombre-Máquina (HMI) de manera offline. Para validar el correcto funcionamiento del dispositivo se realiza cuatro repeticiones de sentadillas con duración de 1 minuto cada una e intervalos de descanso de 1 minuto. Con la información registrada se calcula parámetros estadísticos con el fin de analizar la fatiga muscular al inicio y final del ejercicio.

### **PALABRAS CLAVES:**

- BIOMECÁNICA
- EMG
- IMU
- PLANTILLA INSTRUMENTADA
- HMI

## **ABSTRACT**

Biomechanics studies the movement of the human body and the forces involved during its motion and equilibrium. It analyzes the response of the living organism when the subject performs any activity, for example walking around. This research aims to design and implement a portable, non-invasive and low cost device that will acquire useful information for the biomechanic characterization of the lower limb. The structure of this study includes: the design and implementation of hardware for the acquisition of muscle contractions signals through electromyography; recording of flexion angles in the X, Y and Z axes of the lower limb joints using inertial sensors; and finally the acquisition of the force exerted by the foot through the design and implementation of an instrumented insole. These three systems together integrate the biomechanical device, which allows the simultaneous and synchronized acquisition of all signals.

In addition, the system stores the information in a removable card. This information can be graphically displayed on a Human-Machine Interface (HMI) in offline mode. To validate the performance of the device, series of four repetitions of squats are performed. Each squat is one minute long followed by a rest interval of also one minute. With the recorded information, statistical parameters are calculated in order to analyze muscle fatigue at the beginning and at the end of the exercise.

### **KEYWORDS:**

- BIOMECHANICS
- EMG
- IMU
- INSTRUMENTED FOOT TEMPLATE
- HMI

# CAPÍTULO I

## INTRODUCCIÓN

### 1.1. Antecedentes

El movimiento es una acción muy compleja que efectúa el cuerpo humano, donde intervienen varios músculos y articulaciones. El origen del movimiento inicia al llegar un impulso nervioso al músculo, este se contrae y ejerce una fuerza sobre los huesos. Esta fuerza produce el desplazamiento de un elemento del cuerpo o de todo el cuerpo (González, 2012). El movimiento se convierte en una capacidad fundamental para la realización de cualquier tarea, y abarca desde el cambio de posición y de contracciones musculares, hasta la contemplación del individuo con su entorno. Los movimientos del ser humano y las fuerzas que las generan pueden ser estudiados en lo que se conoce como Biomecánica. Esta ciencia se apoya en dos campos de estudio, la cinemática y la cinética (Carrasco & Carrasco, 2014). La cinemática estudia los movimientos del cuerpo en conjunto sin tener en cuenta las causas que lo producen, mientras que la cinética se refiere a las fuerzas que provocan el movimiento (Berger, Edelstein, Fishman, & Springer).

En los últimos años, el estudio de la biomecánica y los métodos para la descripción del movimiento del cuerpo humano han evolucionado notablemente, siendo las más usuales la fotogrametría que analiza el movimiento en 3D basado en tecnología de video (Martín, Postigo, Ezquerro, Pérez de la Blanca, & Prado, 2010); plantillas instrumentadas que registran las presiones ejercidas por el pie (Mothal, Kim, & Kim, 2015); plataformas dinamométricas diseñadas para registrar y analizar las fuerzas de acción y reacción y momentos por una persona (Olivera, 2012); la electromiografía que analiza la actividad eléctrica de los músculos (EMG) (Zawawi, Abdullah, Shair, Halim, & Rowaida, 2013); y el estudio de la orientación de las extremidades a través de unidades de medición inercial (IMUs) (Palermo, Rossi, Marini, Patané, & Cappa, 2014).

Los objetivos de la biomecánica son varios y difieren según el área de aplicación. Dentro de la educación física permite indicar una serie de principios sobre la forma de evitar lesiones y describir tareas y ejercicios. En el ámbito deportivo de elite contribuye al análisis y mejora de las técnicas deportivas, desarrollo de métodos de medida y registro, la mejora del desempeño de los implementos deportivos, etc. (Soares, 2012). Un deportista de elite que se encuentra constantemente en actividad deportiva ha experimentado fatiga muscular, que es una situación usual y en ocasiones necesaria dentro de la práctica deportiva para llegar al alto rendimiento, pero si no se controla puede llevar a alteraciones importantes. Dentro del contexto de la práctica deportiva se define a la fatiga muscular como un estado de agotamiento debido a un esfuerzo excesivo de carácter físico con síntomas relacionados con un estado de cansancio, que representa el traspaso de los límites de resistencia del organismo (Martínez, 2013).

La fatiga muscular, es uno de los principales temas investigados dentro del área de fisiología del ejercicio, por ser un factor clave para el correcto desempeño de cualquier actividad deportiva. Para su estudio se han utilizado varios modelos de ejercicios, protocolos y métodos de evaluación, por lo que es difícil comparar los resultados de los diferentes estudios (Silva, 2003).

Estudios previos relacionan la influencia de la fatiga muscular en ejercicios repetitivos y los cambios que se producen en la actividad eléctrica de los músculos (Karthick & Ramakrishnan, 2016). Otro factor ampliamente estudiado son las alteraciones que se presentan en el movimiento o postura corporal en presencia de la fatiga muscular al momento de realizar una tarea repetitiva (Longpré, Acker, & Maly, 2015). Igual de importante es el análisis de los factores de riesgo neuromusculares de las lesiones deportivas debido al exceso en la actividad deportiva (Fort & Romero, 2013).

## 1.2. Justificación e importancia

El estudio del movimiento humano es una disciplina que despierta gran interés por su amplio ámbito de aplicación. Siendo uno de los objetivos de la biomecánica descubrir posturas o movimientos viciosos que se derivan de las diferentes patologías.

En el deporte, los profesionales de la educación física y los entrenadores deportivos a diario buscan la manera de perfeccionar la técnica deportiva para que el cuerpo realice mejor algunos movimientos cuando se trata de una competición. La biomecánica sobre una base lógica evalúa las técnicas deportivas, permitiendo entender porque determinadas técnicas son más apropiadas que otras (Ferro & Floría, 2007). Así mismo interviene en la prevención de lesiones, incrementa el rendimiento de los atletas, además de desarrollar nuevos materiales para la rehabilitación (Repetto, 2005).

Se puede identificar que la incidencia de las lesiones deportivas se da con mayor frecuencia debido al trabajo excesivo del músculo, lo que da como resultado acumulación de fatiga. Generalmente la fatiga muscular está asociada a la incapacidad del músculo esquelético de generar niveles adecuados de fuerza y potencia muscular, a la incapacidad de mantener una determinada intensidad de ejercicio en el tiempo, a la disminución de la velocidad de contracción y al aumento de tiempo de relajación muscular. Generando de esa forma una disminución en el rendimiento, por lo que, para los expertos en el área de desempeño físico, resulta un importante indicador para la ocurrencia de lesiones por sobrecarga, mostrándose como un antecedente de algún tipo de lesión al deporte (Duarte, Dias, & Melo, 2008). En el deporte de alto rendimiento, el conocimiento de los mecanismos de fatiga, ayudaría a planificar los entrenamientos y las estrategias de recuperación del deportista, lo que sería importante para conservar su salud (Terrados, 2011), de esta forma el manejo de la fatiga muscular se ha convertido en un aspecto muy importante para prevenir, proteger y controlar las lesiones evitando las cirugías (Martínez, 2013).

La fatiga muscular es considerada un factor influyente para la ocurrencia de lesiones intrínsecas o accidentes musculares por estiramiento. Se produce por la aplicación de una fuerza tensional superior a la resistencia del tejido, cuando éste está en contracción activa (Rodas, Pruna, Til, & Martín, 2009). Las dolencias asociadas a este tipo de lesiones son contracturas, calambres y contusiones musculares como lesiones agudas de aparición brusca (Santiago, Arrien, Josu, & Urdampilleta, 2013). Las lesiones son adversidades que no pueden evitarse del todo, sin embargo se puede conseguir que este riesgo disminuya utilizando protocolos de prevención siguiendo el esquema de Van Mechelen. Es una secuencia de 4 pasos: conocer la amplitud del problema, identificar los factores de riesgo más evidentes y mecanismos lesionales, diseñar un protocolo de prevención y, finalmente evaluar su eficacia (Rodas, Pruna, Til, & Martín, 2009).

Existen equipos especializados para el análisis biomecánico de las extremidades inferiores, pero de muy alto costo. A manera de ejemplo, se menciona al Instituto Biomecánico de Valencia que ofrece aplicaciones tecnológicas para el desarrollo de este estudio, tanto en software como en hardware (Instituto de Biomecánica de Valencia, 1976). Estas aplicaciones están distribuidas en centros de evaluación de discapacidad, centros de alto rendimiento deportivo y otras empresas privadas, por lo que son de uso netamente investigativo.

### **1.3. Alcance del proyecto**

El presente trabajo de investigación tiene como fin el diseño e implementación de un dispositivo portátil de bajo costo, con instrumentación propia y multisensado que permita caracterizar la biomecánica e identificar la fatiga muscular de las extremidades inferiores en sujetos sanos.

La instrumentación se va a centrar en tres fases que son: diseño del hardware para la adquisición de señales electromiográficas (EMG); comparación de desempeño de 3 modelos distintos de sensores inerciales para medir el ángulo de flexión de la



extremidad inferior; el diseño y calibración de un sensor de fuerza a partir de un material piezorresistivo para medir la fuerza ejercida por la pisada del pie.

La red de sensores está compuesta por el hardware de adquisición de señales EMG, sensores inerciales (IMU) y los sensores de fuerza. La adquisición de señales de la red de sensores del dispositivo se realiza de forma simultánea y sincronizada, dando la característica de multisensado. La información adquirida permite determinar una correlación entre las variables: ángulo de flexión de la extremidad inferior, actividad eléctrica muscular y fuerza ejercida por la pisada del pie.

Para el diseño e implementación del hardware de adquisición de señales EMG se ha dado énfasis en: la seguridad del sujeto ante posibles descargas eléctricas, la adquisición de las señales sea no invasiva, tamaño reducido, ergonómico, bajo costo y las señales tengan una buena relación señal a ruido (SNR).

Para la medición del ángulo de flexión de la extremidad inferior se utiliza sensores inerciales (IMU), que están compuestos por acelerómetros, giroscopios y un circuito propio de acondicionamiento y preprocesamiento. Por estas características que posee el IMU, el enfoque es: la colocación correcta sobre la extremidad inferior, calibración para obtener un porcentaje de error bajo y la selección del sensor adecuado de bajo costo que brinde todo el soporte para las mediciones del ángulo de flexión de la extremidad inferior.

Para el diseño y calibración del sensor de fuerza se utiliza una lámina piezorresistiva conocida con el nombre de “*velostat*” o “*linqstat*”. Este material es nuevo en el mercado y se caracteriza por el cambio de su resistencia eléctrica cuando es sometido a un esfuerzo que lo deforma. El diseño e instrumentación de este sensor se divide en 3 fases. La primera consiste en investigar las características y propiedades de conductividad y resistencia del material del que está hecho la lámina. La segunda fase se enfoca en: la curva característica del sensor, rango de fuerzas con la que se va a trabajar y en realizar pruebas con el fin de diseñar e implementar el hardware para el acondicionamiento y adquisición de la señal del sensor de fuerza. Finalmente, la

tercera fase comprende la evaluación de las distintas configuraciones del sensor diseñado para la aplicación específica de este estudio.

El dispositivo está integrado por la instrumentación mencionada y la información que adquiere es almacenada en una memoria extraíble. Se diseña un Interfaz Hombre-Máquina (HMI) que permita cargar la información almacenada en la memoria extraíble y visualizar el cambio cuantitativo de las variables: ángulo de flexión de la extremidad inferior, actividad eléctrica muscular y fuerza ejercida por la pisada del pie, de manera offline.

Previo a la fase de pruebas se establece un protocolo de adquisición de señales, donde se define: el posicionamiento correcto de los electrodos y de los sensores inerciales en los músculos y articulaciones de la extremidad inferior respectivamente, determinar los músculos más importantes a examinar, definir el ejercicio repetitivo a realizar, establecer el tiempo de ejecución del ejercicio y el número de repeticiones, entre otros. Definido el protocolo, se puede realizar una correcta adquisición paralela y sincronizada de las variables EMG, fuerza y ángulo de flexión, para así determinar los parámetros característicos de la biomecánica de la extremidad inferior aplicado al tema de la fatiga muscular.

Debido a que esta investigación es un primer acercamiento al estudio de la fatiga muscular y que el dispositivo que se realiza es un primer prototipo, no se trabaja con deportistas de elite. Para tener una población finita y medible para el estudio requerido se trabaja con estudiantes de la Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE de último nivel de la carrera de Ingeniería en Electrónica Automatización y Control.

Para el cálculo del tamaño de la muestra se considera que: el tamaño total del universo de los estudiantes de la Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE de último nivel de la carrera de Ingeniería en Electrónica Automatización y Control es de 30 estudiantes, desviación estándar de 0.5, nivel de confianza del 95% y un error estimado del 9% debido a que es un primer acercamiento a este tipo de estudio. Con estas consideraciones se realiza el cálculo pertinente, dando lugar a un tamaño de

muestra de 24 estudiantes. El registro de esta base de datos permite la validación del correcto funcionamiento del sistema.

## **1.4. Objetivos**

### **1.4.1. Objetivo general**

- Diseñar e implementar la instrumentación electrónica para la determinación de parámetros característicos de la biomecánica de la extremidad inferior en sujetos sanos aplicado al estudio de la fatiga muscular al someter a los músculos a un ejercicio repetitivo.

### **1.4.2. Objetivos específicos**

- Diseñar e implementar el hardware de adquisición de señales electromiográficas para medir la actividad muscular de la extremidad inferior.
- Calibrar el sensor inercial (IMU) para obtener la información correcta sobre el ángulo de flexión de las articulaciones de la extremidad inferior.
- Diseñar e implementar el sensor de fuerza a partir de un material piezorresistivo para medir la fuerza ejercida por la extremidad inferior hacia el suelo.
- Integrar el sistema de adquisición de señales EMG, el sensor de fuerza y sensores inerciales para obtener un único dispositivo portable y de bajo costo que permita la adquisición paralela y sincronizada de las señales.
- Diseñar una Interfaz Hombre – Máquina (HMI) que permita visualizar el cambio cuantitativo de las señales EMG, ángulo de flexión y fuerza de las extremidades inferiores.

- Identificar los aspectos fisiológicos de la fatiga muscular mediante la realización de un ejercicio repetitivo en sujetos sanos.

## **CAPÍTULO II**

### **MARCO TEÓRICO**

#### **2.1. Introducción**

En este capítulo se presenta los aspectos teóricos de los elementos que forman parte del presente trabajo de investigación, se comienza con la definición de biomecánica y una descripción breve de la cinemática y cinética que implican el movimiento humano. Dentro de la cinemática angular se profundizará en lo que es movimiento angular y tipos de ángulos, conceptos que serán fundamentales para el manejo de los sensores inerciales. También se mencionará de manera general los campos de aplicación de la biomecánica.

En esta introducción también se indicarán las dos categorías de tecnologías existentes para los análisis de la biomecánica; los sistemas ópticos y no ópticos. Estos temas están destinados a proporcionar una rápida descripción de cómo funciona cada sistema para capturar el movimiento y realizar su posterior análisis.

Dentro de la dinámica del movimiento, la información de la actividad eléctrica de los músculos es importante. Por esta razón se hará una descripción completa de cómo se origina la señal mioléctrica para la activación muscular y de la técnica de electromiografía necesaria para registrar dicha señal para su posterior análisis.

El hardware debe ser caracterizado por tal razón se describirá las características y la forma de validación de un sensor para obtener su curva de comportamiento.

#### **2.2. Cinemática y cinética del movimiento humano**

La biomecánica es la ciencia que estudia las fuerzas internas y externas que actúan sobre el cuerpo humano y los efectos producidos por las mismas. El análisis biomecánico se divide en 2 ramas que son la cinética y la cinemática. La cinética se

ocupa de determinar las causas del movimiento es decir estudia las fuerzas que actúan sobre el cuerpo humano que provocan el movimiento del mismo (Knudson, 2007).

Por su parte la cinemática es la rama de la biomecánica que describe las componentes temporales y espaciales del movimiento. Esta descripción del movimiento involucra la posición, velocidad y aceleración de un cuerpo sin considerar las fuerzas que ocasionan el movimiento (Joseph Hamill, 2015).

El análisis cinemático del movimiento puede ser cualitativo o cuantitativo. El análisis cinemático cualitativo es una descripción no numérica de un movimiento basado en una observación directa. La descripción puede ir desde una simple clasificación de desempeño como buena o mala, hasta una sofisticada identificación de las acciones conjuntas. Como ejemplo se puede mencionar la observación de la actuación de un atleta por parte de un entrenador para corregir un defecto en la habilidad e identificar si tiene una postura adecuada o inadecuada. (Joseph Hamill, 2015)

En cambio, el análisis cuantitativo analiza el movimiento numéricamente a partir de las mediciones de datos recogidos durante la realización del mismo, de esta manera los movimientos pueden ser descritos con más precisión y también pueden ser comparados matemáticamente con actuaciones anteriores o posteriores.

Dentro del campo de aplicación de la Biomecánica se tiene la biomecánica clínica, deportiva y ocupacional. La biomecánica clínica se refiere a la valoración cualitativa y cuantitativa de las diferentes patologías del aparato locomotor. También se encarga de la evaluación y evolución funcional en los pacientes en rehabilitación y fisioterapia. (BAASYS Corporation, 2016)

La biomecánica deportiva se encarga del análisis del desempeño deportivo, además de la prevención de lesiones y la recuperación de la técnica y gesto deportivo. La biomecánica ocupacional tiene como objetivo aplicar los conocimientos de la biomecánica en el campo laboral y la valoración ergonómica

Con la evolución de la tecnología de bajo costo y de software abierto, los sistemas de captura de movimiento cuantitativos son más fáciles de adquirir y están disponibles para el uso de entrenadores, profesores y médicos. La ventaja del análisis cuantitativo es que proporciona una representación completa, objetiva y precisa del movimiento, de esta manera se tiene a disposición herramientas de análisis de movimiento que permiten cuantificar y evaluar el mismo con métodos estadísticos y análisis matemático.

### **2.2.1. Cinemática lineal**

El subconjunto de la cinemática que trata al movimiento en línea recta se denomina cinemática lineal. La traslación o movimiento traslacional (movimiento en línea recta) ocurre cuando todos los puntos de un cuerpo o un objeto se mueven la misma distancia en el mismo tiempo (Joseph Hamill, 2015). Dentro de la cinemática lineal es importante los conceptos de posición distancia y desplazamiento.

**Posición:** La posición de un objeto se refiere a su ubicación en el espacio en relación con alguna referencia. Para medir la posición se utiliza las unidades de longitud, en biomecánica la unidad de longitud más comúnmente utilizada es el metro

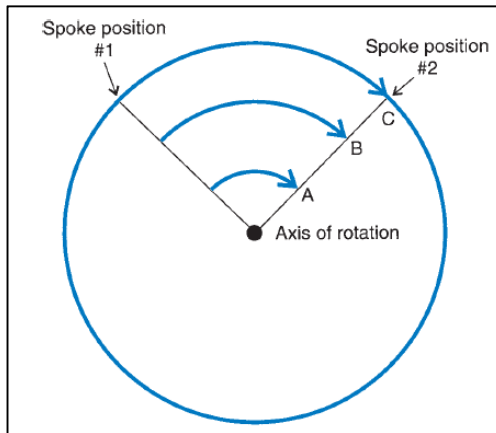
**Distancia y desplazamiento:** El movimiento puede definirse como un cambio progresivo de posición en el tiempo. El desplazamiento se mide en línea recta de una posición a la siguiente. La distancia recorrida es la longitud real de la trayectoria recorrida, por el contrario, el desplazamiento es una línea recta entre el inicio y el final de la trayectoria. (Knudson, 2007)

### **2.2.2. Cinemática angular**

El subconjunto de la cinemática que describe el movimiento angular sin tener en cuenta las causas del movimiento es la cinemática angular.

### 2.2.2.1. Movimiento angular

El movimiento angular sucede cuando todas las partes de un cuerpo se mueven a través del mismo ángulo, pero no realizan el mismo desplazamiento lineal. (Joseph Hamill, 2015) El movimiento angular se produce alrededor de un eje de rotación, es decir, una línea perpendicular al plano en el que tiene lugar la rotación (ver Figura 1).



**Figura 1 Ejemplo de movimiento angular**

Fuente: (Joseph Hamill, 2015)

Todo el movimiento humano implica la rotación de los segmentos del cuerpo, los cuales giran alrededor de los centros de la articulación que forman los ejes de rotación. La comprensión del movimiento angular es fundamental para entender cómo el cuerpo humano se mueve. Por ejemplo, el segmento del antebrazo gira alrededor de la articulación del codo durante la flexión y la extensión del codo, por lo tanto, el antebrazo describe un movimiento angular.

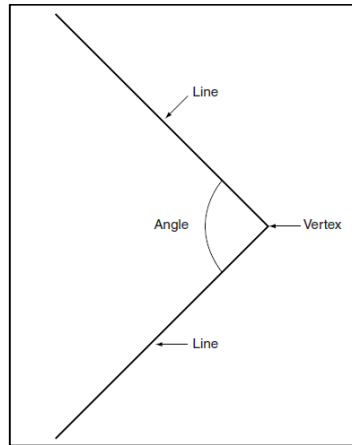
Cuando un individuo se mueve, los segmentos generalmente sufren tanto la rotación como la traslación. Cuando se produce la combinación de rotación y traslación, se describe como movimiento general.

### 2.2.2.2. Definición de los ángulos en el cuerpo humano

Un ángulo está compuesto por dos líneas que se intersectan en un punto llamado vértice (Figura 2).



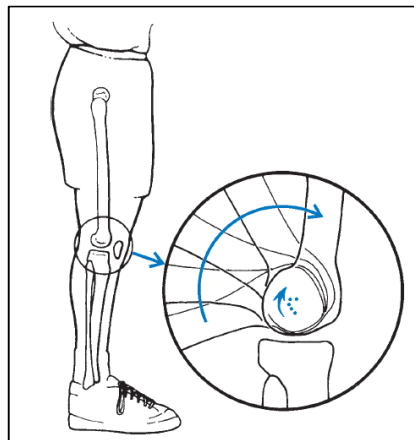
En el análisis biomecánico, las líneas de intersección son generalmente segmentos corporales. (Joseph Hamill, 2015)



**Figura 2 Componentes de un ángulo**

Fuente: (Joseph Hamill, 2015)

Por ejemplo, si el eje longitudinal del segmento de la pierna es un lado de un ángulo y el eje longitudinal del segmento del muslo es el otro lado, el vértice es el centro de la articulación de la rodilla, es decir se puede construir un ángulo en la rodilla utilizando los segmentos de muslo y pierna. El centro de rotación de una articulación en un instante en el tiempo se denomina centro de articulación instantáneo (Figura 3).



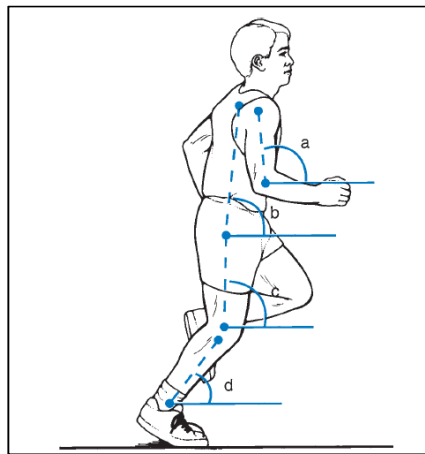
**Figura 3 Centro de rotación instantáneo de la rodilla**

Fuente: (Nordin, 1979)

Existen dos tipos de ángulos para la medición de la posición angular de los segmentos del cuerpo. El primero es el ángulo absoluto, que es el ángulo de inclinación

de un segmento del cuerpo relativo a alguna referencia fija en el entorno. Este tipo de ángulo describe la orientación de un segmento en el espacio. (Joseph Hamill, 2015)

Dos convenciones principales se utilizan para calcular ángulos absolutos. Uno implica la colocación de un sistema de coordenadas en el punto final proximal del segmento. El ángulo se mide a continuación en sentido contrario a las agujas del reloj desde la horizontal derecha. La convención más usada para calcular ángulos absolutos coloca un sistema de coordenadas en el extremo distal del segmento. El ángulo que usa esta convención también se mide en sentido contrario a las agujas del reloj desde la horizontal derecha. El ángulo absoluto de un segmento con relación a la horizontal derecha también se denomina ángulo de segmento. En la Figura 4 se observa que se toma como ejes de referencia las líneas continuas paralelas a la horizontal derecha y a partir de ahí en sentido anti horario se marcan los diferentes ángulos absolutos en cada uno de los segmentos del cuerpo.

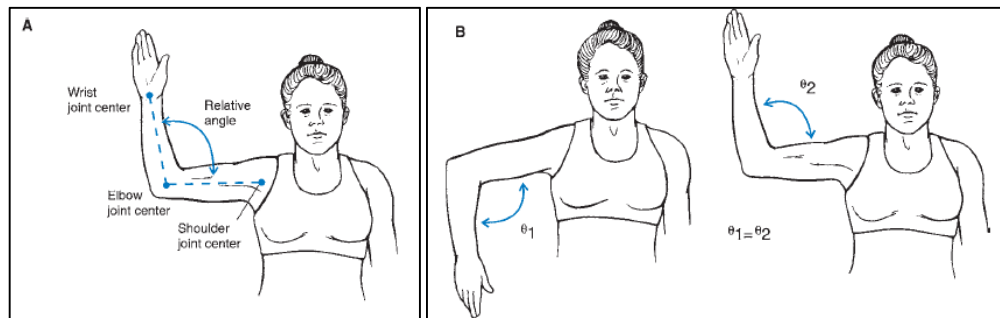


**Figura 4 Ángulos absolutos del brazo, cadera, muslo y pierna**

Fuente: (Joseph Hamill, 2015)

El segundo es el ángulo relativo. Este es el ángulo entre los ejes longitudinales de dos segmentos y también conocido como el ángulo de la articulación o el ángulo intersegmental (Figura 5-A). Un ángulo relativo, como el ángulo de la rodilla, puede describir la cantidad de flexión o extensión en la articulación. Sin embargo, los ángulos relativos no describen la posición de los segmentos o los lados del ángulo en el espacio. Si un individuo tiene un ángulo relativo de  $90^\circ$  en el codo y ese ángulo se mantiene, el

brazo puede estar en cualquiera de un número de posiciones tal como se muestra en la Figura 5-B. (Knudson, 2007)



**Figura 5 Ángulos relativos**

Fuente: (Joseph Hamill, 2015)

### 2.2.3. Cinética lineal

La rama de la mecánica que estudia las causas del movimiento se llama cinética. La cinética se ocupa de las fuerzas que actúan sobre un sistema y si el movimiento es traslacional, entonces la cinética lineal se ocupa de ella. La base para entender la cinética del movimiento lineal es el concepto de fuerza. (Joseph Hamill, 2015)

Según los principios de Newton, los objetos se mueven cuando son sometidos a una fuerza mayor que la resistencia al movimiento proporcionada por el objeto. Una fuerza implica la interacción de dos objetos y produce un cambio en el estado de movimiento de un objeto empujándolo o tirándolo. La fuerza puede producir movimiento, detener movimiento, acelerar o cambiar la dirección del objeto. (Knudson, 2007)

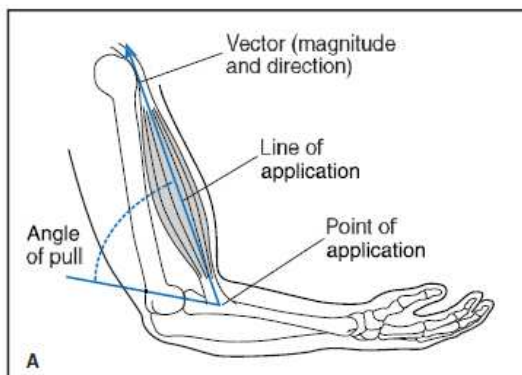
Una fuerza, por lo tanto, puede ser pensada como cualquier interacción, un empuje o un tirón, entre dos objetos que pueden hacer que un objeto acelere positivamente o negativamente. Por ejemplo, un empuje en el suelo generado por una fuerza de la rodilla y la extensión de la cadera puede ser suficiente para hacer que el cuerpo se acelere hacia arriba permitiendo el salto.

### 2.2.3.1. Características de la fuerza

Las fuerzas están definidas como vector por una magnitud y una dirección, donde la magnitud es la cantidad de fuerza aplicada y dirección indica el sentido o hacia donde se dirige la misma.

Las fuerzas tienen otras dos características importantes, el punto de aplicación y la línea de acción. El punto de aplicación de una fuerza es el punto específico en el que se aplica la fuerza a un objeto, este punto determina si el movimiento resultante es lineal, angular o ambos. En general una fuerza se representa por un punto de aplicación. En el caso de algunos músculos esqueléticos que están unidos al hueso por muchos puntos se considera de igual manera un único punto de aplicación para representar la fuerza (Joseph Hamill, 2015).

La línea de acción de una fuerza es una línea recta de longitud infinita en la dirección en la que actúa la fuerza. La orientación de la línea de acción se da generalmente con respecto a un sistema de coordenadas “x”, “y” y “z”. La orientación de la línea de acción a este sistema se da como una posición angular y se denomina el ángulo de aplicación. Las cuatro características de una fuerza: magnitud, dirección, punto de aplicación y línea de acción se ilustran en la Figura 6 para una fuerza muscular.



**Figura 6 Características de la fuerza para una fuerza muscular interna.**

Fuente: (Joseph Hamill, 2015)

#### **2.2.4. Cinética angular**

La rama de la mecánica que estudia las causas del movimiento angular se llama cinética angular. Cuando una fuerza provoca una rotación, la rotación se produce alrededor de un punto de pivote o eje de rotación, y la línea de acción de la fuerza debe actuar a una distancia del punto de pivote. Cuando se aplica una fuerza, provoca una rotación, el producto de esa fuerza y la distancia perpendicular a su línea de acción se denomina par o momento de fuerza (Joseph Hamill, 2015). Es decir es la tendencia de una fuerza a provocar una rotación alrededor de un eje específico.

### **2.3. Sistemas de análisis de la biomecánica**

La captura de movimiento es el proceso de registrar el movimiento de objetos o personas usando sensores y transformarla en una interpretación digital que se puede guardar y analizar posteriormente. (Shen, 2014)

En biomecánica, los investigadores utilizan la captura de movimiento para estudiar y observar el rendimiento humano, mediante la comprensión del mismo, son capaces de mejorar los tratamientos de rehabilitación, prevenir lesiones y aumentar el rendimiento deportivo.

En la actualidad existe una variedad de tecnologías para poder registrar el movimiento y de manera general se puede clasificar en 2 categorías: sistemas ópticos y sistemas no ópticos.

#### **2.3.1. Sistemas ópticos**

La característica de los sistemas ópticos es que utilizan marcadores que se fijan directamente en la superficie del cuerpo. Estos sistemas capturan el movimiento de los marcadores usando cámaras de vídeo. Existen dos tecnologías principales utilizadas en los sistemas ópticos basados en marcadores: pasivos y activos.

**Sistema óptico pasivo:** utiliza marcadores de material retroreflectante para reflejar la luz que se genera cerca de la lente de la cámara. Los marcadores se unen directamente a la superficie del sujeto y se iluminan con luces infrarrojas (IR) montadas en las cámaras. (Griffiths, 2006)

**Sistema óptico activo:** utiliza marcadores de LED que pueden emitir luz IR en lugar de reflejar. Este sistema triangula posiciones iluminando un LED a la vez muy rápidamente o múltiples LEDs con software para identificarlos por sus posiciones relativas. (Shen, 2014)

La tecnología ha avanzado hasta el punto en el que no hacen falta marcadores. Estos sistemas ópticos sin marcador son sistemas de visión que captan imágenes de profundidad y color simultáneamente permitiendo así la captura de movimiento en 3D de cuerpo completo. El más notable entre estos sistemas sin marcador es Microsoft Kinect.

### 2.3.2. Sistemas no ópticos

Existen tres tipos de sistemas no ópticos: inerciales, mecánicos y magnéticos. La diferencia con los sistemas ópticos es que se puede medir la rotación, la aceleración y la posición angular de manera más exacta ya que se dispone de sensores que facilitan dicha medición (Shen, 2014).

**Sistemas inerciales:** utiliza acelerómetros, giroscopios y magnetómetros para capturar el movimiento, la posición y orientación de los segmentos del cuerpo dentro de un sistema de coordenadas. Estos sensores están unidos al cuerpo por métodos de sujeción que permite la flexibilidad y portabilidad del mismo, además que los datos de movimiento se transmiten inalámbricamente a una computadora.

**Sistemas mecánicos:** se caracterizan por rastrear directamente los ángulos de las articulaciones del cuerpo usando una estructura similar al esqueleto unida al cuerpo

del sujeto y mientras los ejecutantes se mueven, también lo hacen las partes mecánicas articuladas, midiendo el movimiento relativo del ejecutante.

El sensado está basado en electrogoniómetros, un sistema de sensores compuesto por potenciómetros o tecnología de transductores diseñados para estimar ángulos de articulación cuando están situados cerca de una articulación sobre el cuerpo del sujeto. Las medidas de este equipo no se ven afectadas por campos magnéticos o reflexiones indeseables, pero generalmente son significativamente obstructivas.

**Sistemas magnéticos:** utilizan sensores colocados en el cuerpo para medir el campo magnético de baja frecuencia generado por una fuente de transmisor. Los sensores y la fuente se cablean a una unidad de control electrónico que correlaciona sus ubicaciones reportadas dentro del campo. Los sensores informan la posición y la información de rotación (Shen, 2014). El ejecutante lleva un arsenal de receptores magnéticos que siguen localización con respecto a un transmisor magnético estático. El sistema de movimiento magnético suele implicar el uso de 6 a 11 sensores alrededor de la articulación del cuerpo del sujeto donde cada sensor trabaja para producir mediciones sobre la posición y la rotación de la articulación correspondiente.

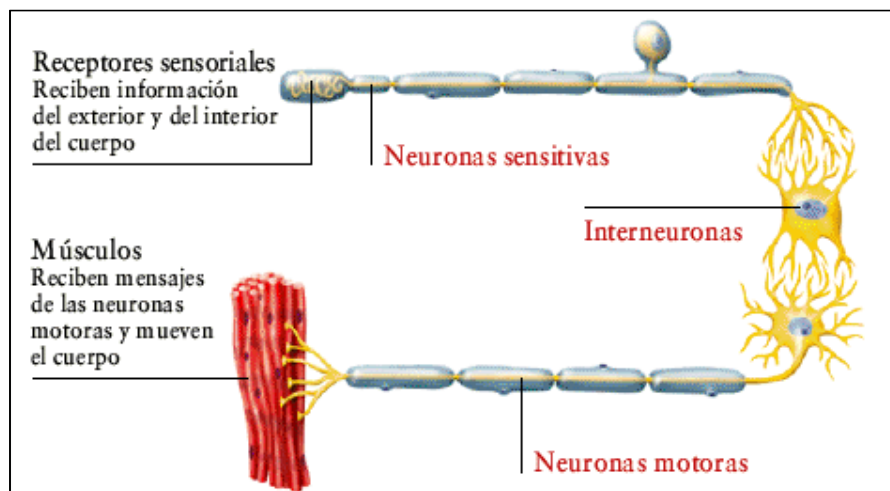
### 2.3.3. Origen de las señales mioeléctricas

Los músculos son importantes para el análisis de la biomecánica por tal razón se debe comprender las características del tipo de músculos que intervienen en el movimiento. Los músculos son estructuras que convierten la energía química en trabajo mecánico y energía térmica. En los movimientos deportivos y de ejercicio, los músculos de interés son los músculos esqueléticos, que permiten el movimiento. Este tipo de músculo tiene fibras musculares estriadas de bandas alternas ligeras y oscuras.

Los músculos son extensibles, es decir, pueden estirarse o extenderse, también son elásticos porque pueden reanudar su longitud de reposo después de extenderse (Bartlett, 2007). Los músculos también poseen excitabilidad y contractilidad. La excitabilidad se refiere a la capacidad para responder a un estímulo químico generando

una señal eléctrica, el potencial de acción, a lo largo de la membrana plasmática. La contractilidad se significa que el músculo tiene la capacidad única para contraerse y producir movimiento.

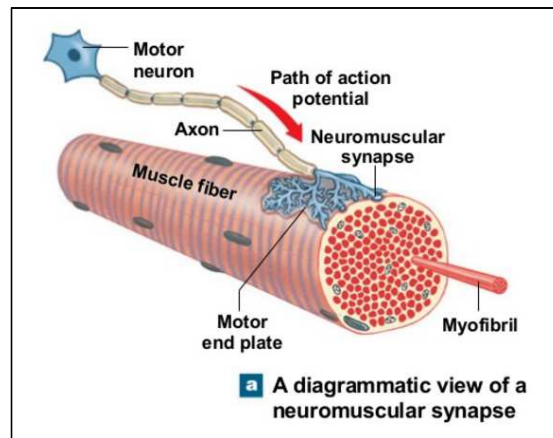
Cada fibra muscular de varios músculos esqueléticos se une con los nervios craneales o espinales y está bajo control voluntario. La rama terminal de la fibra nerviosa finaliza en la unión neuromuscular (ver Figura 8) o también llamada placa motora, la cual toca la fibra muscular y transmite el impulso nervioso al sarcoplasma. Cada músculo es ingresado desde el sistema nervioso central por nervios que contienen fibras motoras y sensoriales, las primeras de las cuales son conocidas como neuronas motoras (Figura 7). A medida que cada neurona motora entra en el músculo, se ramifica en terminales, cada una de las cuales forma una placa motora con una única fibra muscular. (Bartlett, 2007)



**Figura 7 Neuronas sensitivas y motoras**

El término unidad motora se utiliza para referirse a una neurona motora y a todas las fibras musculares que inerva, y éstas pueden extenderse por una amplia área del músculo. La unidad motora puede considerarse la unidad funcional fundamental del control neuromuscular. Cada impulso nervioso hace que todas las fibras musculares de la unidad motora se contraigan completamente y casi simultáneamente.





**Figura 8 Unión neuromuscular**

La contracción muscular se refiere al desarrollo de la tensión dentro del músculo es decir a la activación muscular.

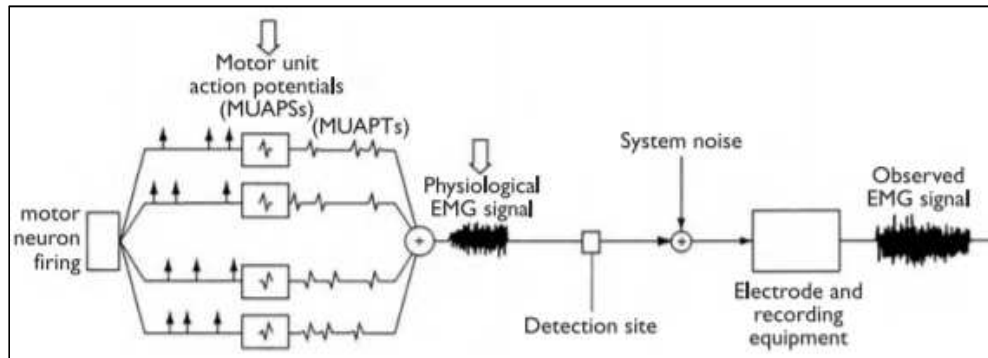
- Contracción isométrica, o estática, sucede cuando el músculo desarrolla la tensión sin ningún cambio en la longitud total del músculo.
- Contracción concéntrica, es cuando el músculo se contrae a medida que se desarrolla la tensión.
- Contracción excéntrica, ocurre cuando el músculo desarrolla tensión mientras se alarga. (Bartlett, 2007)

#### 2.4. Electromiografía

La electromiografía es la técnica para registrar los cambios en el potencial eléctrico de un músculo cuando es producido por un impulso nervioso motor. La estimulación neural de la fibra muscular en la placa motora da como resultado una reducción del potencial eléctrico de la célula y una propagación del potencial de acción a través de la fibra muscular.

El potencial de acción motor (MAP), o potencial de acción de la fibra muscular, es el nombre dado a la forma de onda resultante de esta onda de despolarización. Esto se propaga en ambas direcciones a lo largo de cada fibra muscular desde la placa motora antes de ser seguida por una onda de repolarización. (Bartlett, 2007)

La suma en el espacio y el tiempo de los potenciales de acción motor de las fibras de una unidad motora dada, se denomina potencial de acción de la unidad motora MUAP (ver Figura 9). Una secuencia de MUAPs, que resulta de la estimulación neural repetida, se conoce como un tren de potencial de acción de la unidad motora (MUAPT). La señal EMG fisiológica es la suma, sobre el espacio y el tiempo, del MUAPT de las diversas unidades motoras.



**Figura 9 Representación de la generación de la señal EMG**

Fuente: (Bartlett, 2007)

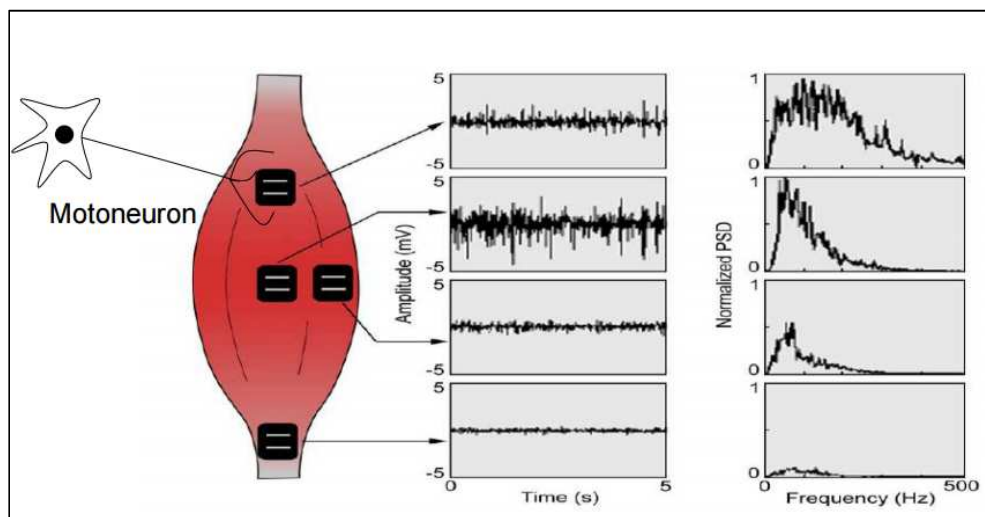
La señal EMG que se origina cuando hay actividad muscular no es la que se registra y se observa en el electromiógrafo, ya que los tejidos y la piel que existe entre las fibras musculares y el electrodo, actúan como filtro pasa bajo y pasa alto de tal manera que modifican la señal y la distorsionan (Bartlett, 2007).

Existen factores intrínsecos y extrínsecos que influyen en la señal EMG registrada por el electromiógrafo. Dentro de los factores intrínsecos constan los factores fisiológicos y anatómicos. En los factores fisiológicos se incluyen el tipo de fibra, la velocidad de conducción de las fibras musculares y las características del volumen del músculo como su forma y propiedades eléctricas. En cambio, los factores anatómicos incluyen los diámetros de las fibras musculares y las posiciones de las fibras de una unidad motora con respecto a los electrodos.

Por otro lado, se tiene los factores extrínsecos que pueden ser inspeccionados, estos incluyen la ubicación de los electrodos con respecto a la placa motora, la orientación de los electrodos con respecto a las fibras musculares y las características

eléctricas del sistema de adquisición de señales. También incluye el uso de equipos con características apropiadas que vayan acorde con la naturaleza de las señales EMG, pues las señales eléctricas que se van a registrar son del orden de  $10 \mu\text{V}$  a  $5 \text{mV}$ . (Bartlett, 2007)

La señal EMG proporciona información de la actividad eléctrica en un músculo durante la contracción. Esta actividad eléctrica depende de donde está colocado el electrodo sobre el músculo de interés (Ver Figura 10). Por esta razón es importante que las mediciones EMG sean consistentes en la correcta selección y colocación de los electrodos para un sujeto durante sesiones de grabación consecutivas y entre diferentes sujetos. Para la correcta colocación de los electrodos, se recomienda el uso de las directrices establecidas en la iniciativa internacional SENIAM. (Bartlett, 2007)



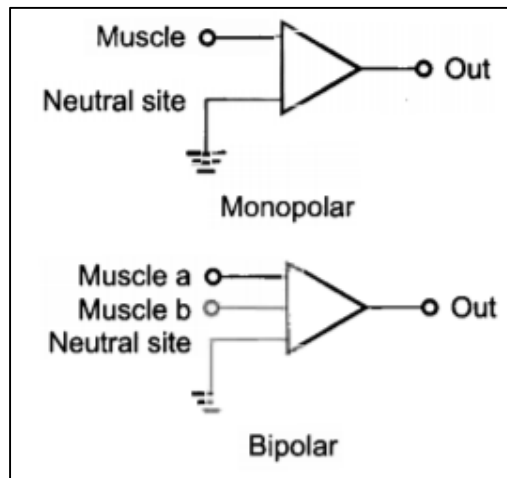
**Figura 10 Colocación del electrodo de superficie**

Fuente: (Bartlett, 2007)

Existen dos técnicas principales para detectar señales EMG: EMG superficial y EMG invasivos. La técnica de EMG de superficie consiste en detectar la actividad eléctrica de un músculo con electrodos colocados en la superficie de la piel. En cambio, con la técnica de EMG invasivo, los electrodos (de tipo aguja) se insertan directamente en el músculo. En la mayoría de los casos para el análisis de la biomecánica, la técnica que se utiliza es el EMG superficial, ya que la señal que proporciona este, es el registro

de la actividad eléctrica de una gran parte de un músculo de interés (Youlian Hong, 2008).

Existe dos configuraciones de electrodo usadas para EMG superficial: la de electrodo monopolar y la de electrodo bipolar (Ver Figura 11). En la configuración de electrodo monopolar se detecta la señal EMG mediante un solo electrodo de registro colocado sobre el músculo de interés. Este registro de la señal EMG se realiza respecto a un segundo electrodo de tierra colocado en un entorno eléctrico neutro como por ejemplo una prominencia ósea (Robertson, 2004).



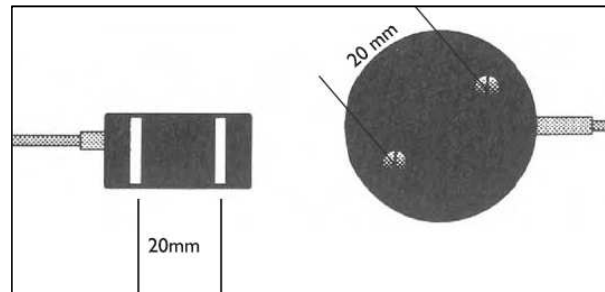
**Figura 11 Amplificadores para la configuración monopolar y bipolar**

Fuente: (Robertson, 2004)

La principal ventaja de la configuración del electrodo monopolar es que el área de detección es relativamente grande, lo que proporciona una señal EMG que es generada por muchas fibras musculares. Por el contrario, la desventaja es que la señal EMG está contaminada por ruido procedente de campos electromagnéticos, por ejemplo, líneas eléctricas de 50 o 60 Hz y los dispositivos eléctricos que operan en ellas, señales de radio, señales de televisión o señales de comunicación (Youlian Hong, 2008).

Por otro lado, la configuración del electrodo bipolar implica el uso de dos electrodos de registro que se colocan sobre la piel del músculo de interés a 1-2 cm entre sí (Ver Figura 12), para detectar dos señales EMG con respecto a un tercer electrodo de tierra colocado en un sitio eléctricamente neutro (Robertson, 2004). Esta

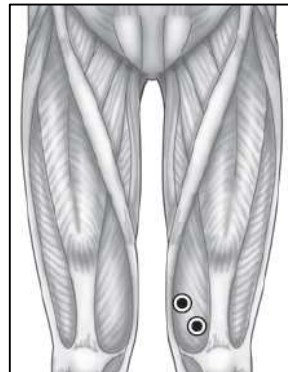
configuración utiliza un amplificador diferencial que registra y amplifica la diferencia eléctrica entre las señales de los dos electrodos de registro, permitiendo de esta manera que cualquier señal que es común a las dos entradas sea atenuada. Esta característica es denominada rechazo en modo común (CMR) y otorga la principal ventaja de esta configuración que es remover el ruido electromagnético de la señal EMG presente en ambos electrodos.



**Figura 12 Electrodo bipolar de superficie**

Fuente: (Bartlett, 2007)

Además de la reducción del ruido, la amplificación diferencial proporciona una distinción importante entre las señales EMG monopolar y bipolar. Específicamente, las señales EMG monopolar son generadas por las actividades eléctricas de las fibras musculares activas dentro de la zona de captación del electrodo de registro más el ruido electromagnético. En cambio, la señal EMG bipolar es realmente una "señal de diferencia" en el sentido de que muestra la diferencia entre las señales EMG detectadas por los dos electrodos de registro, en lugar de las actividades eléctricas de las fibras musculares en sí.



**Figura 13 Colocación de electrodo bipolar para el músculo vasto medial**

Fuente: (Criswell, 2011)

## 2.5. Caracterización de sensores

La caracterización de un sensor consiste en determinar la curva de comportamiento la cual define la respuesta del sensor ante una entrada bajo condiciones controladas.

Las características de un sensor pueden clasificarse en estáticos y dinámicos. Los comportamientos de las características dinámicas y estáticas son imprescindibles en el mapeo correcto de la salida frente a la entrada de un sistema.

Las características estáticas son aquellas que pueden medirse después de que todos los efectos transitorios se han estabilizado a sus valores finales o estacionarios. (Kalantar-zadeh, 2013) Las características estáticas se relacionan con cuestiones tales como la forma en que la salida de un sensor cambia en respuesta a un cambio de entrada y cómo las interferencias externas o internas pueden afectar su respuesta. Varias de las características estáticas más importantes son las siguientes:

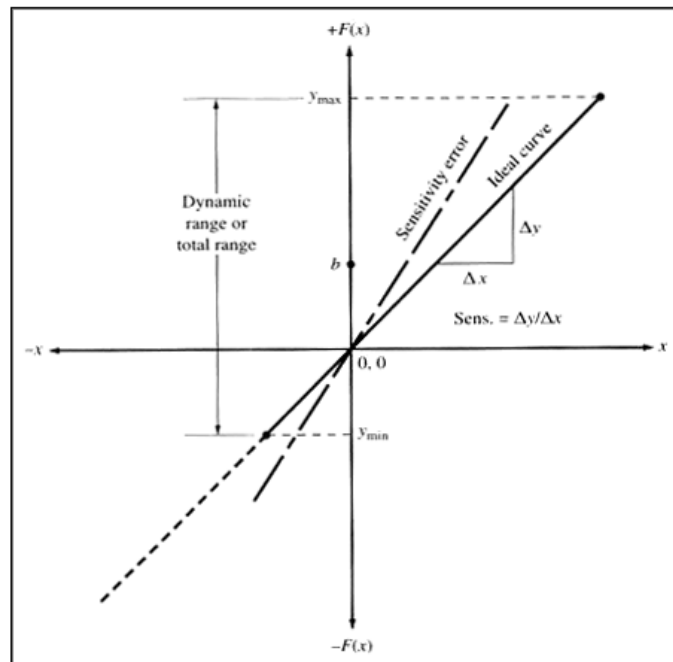
### 2.5.1. Sensibilidad

La sensibilidad de un sensor se puede definir como la pendiente de la curva característica de salida ( $\Delta y/\Delta x$ ), en otras palabras se puede decir que es la entrada mínima que causará un cambio de salida detectable. (Carr, 2004)

El error de sensibilidad (ver Figura 14) es un alejamiento de la pendiente ideal de la curva característica.

### 2.5.2. Rango

El rango de un sensor se define como el valor máximo y mínimo del parámetro que puede ser medido. Por ejemplo, un sensor de presión dado puede tener un intervalo de -400 a +400 mmHg. Alternativamente, los rangos positivo y negativo a menudo son desiguales  $y_{max}$   $y_{min}$ . (Carr, 2004)



**Figura 14 Curva ideal y error de sensibilidad**

Fuente: (Carr, 2004)

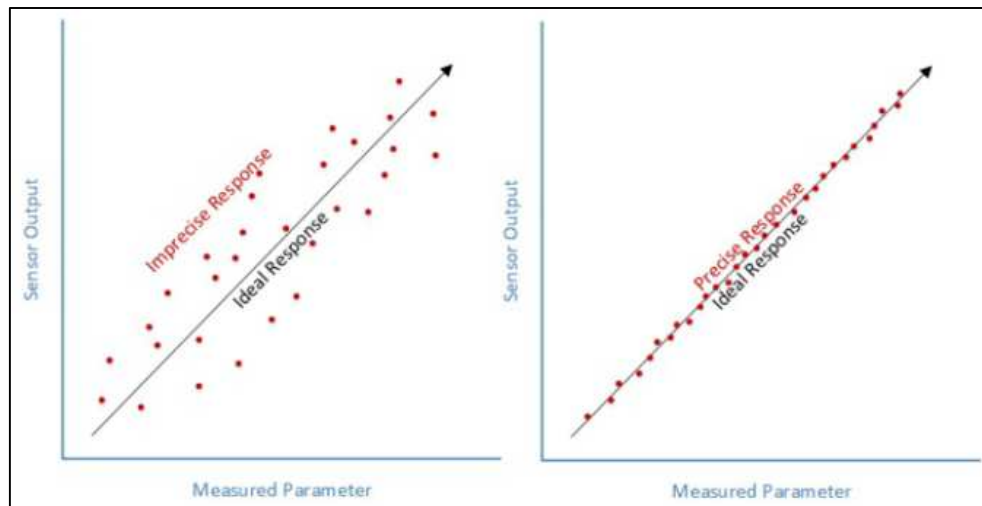
### 2.5.3. Precisión

La precisión se refiere al grado de repetitividad de una medida. Es decir, un sensor ideal producirá siempre la misma salida para la misma entrada (ver Figura 15). Pero los sensores reales emiten un rango de valores distribuidos de alguna manera en relación con el valor correcto real. (Earl, 2016)

Por ejemplo, cuando se aplica una presión de exactamente 150 mm Hg a un sensor. Incluso si la presión aplicada nunca cambia, los valores de salida del sensor variarán considerablemente.

### 2.5.4. Resolución

La resolución se refiere al cambio más pequeño del parámetro de entrada que puede producir un incremento detectable en la señal de salida. (Earl, 2016)



**Figura 15 Ejemplo de precisión.**

Fuente: (Earl, 2016)

### 2.5.5. Exactitud

La exactitud del sensor es la diferencia máxima que existirá entre el valor real y el valor indicado en la salida del sensor. Por ejemplo, considerando un sistema de sensado de temperatura, cuando la temperatura real es de 20.0 °C, el sistema es más exacto, si muestra 20.1 °C en lugar de 21.0 °C. (Kalantar-zadeh, 2013)

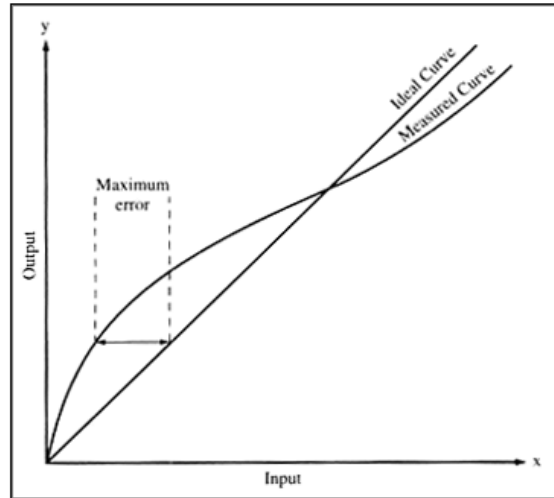
### 2.5.6. Linealidad

Se dice que un sensor cuya salida es directamente proporcional a la entrada es lineal (ver Figura 16). Es el grado en que la curva real medida de un sensor se aparta de la curva ideal. (Carr, 2004)

### 2.5.7. Histéresis

Un transductor debe ser capaz de seguir los cambios del parámetro de entrada independientemente de la dirección en la que se realiza el cambio; La histéresis es la medida de esta propiedad. El sensor tenderá a leer bajo con una señal creciente y alto con una señal decreciente como se muestra en la Figura 17.

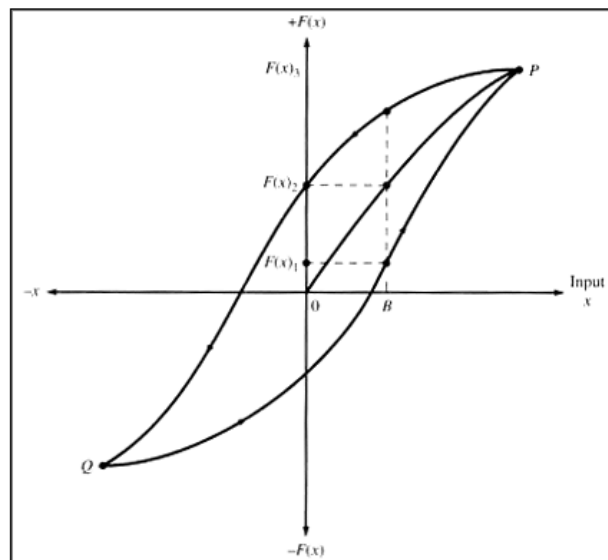




**Figura 16 Error de linealidad**

Fuente: (Carr, 2004)

La Figura 17 muestra una curva de histéresis típica. Tenga en cuenta que importa desde qué dirección se realiza el cambio. Acercarse a un valor de entrada fijo (punto B en la figura 4) de un valor más alto (punto P) dará como resultado una indicación diferente que acercarse al mismo valor desde un valor menor (punto Q o cero). El valor de entrada B puede ser representado por  $F(x)_1$ ,  $F(x)_2$ , o  $F(x)_3$ , debido a la histéresis. (Carr, 2004)



**Figura 17 Curva de histéresis**

Fuente: (Carr, 2004)

### **2.5.8. Calibración de un sensor**

Para lograr la mejor precisión posible de un sensor este se debe calibrar en el sistema donde se va a utilizar. El proceso de calibración mapea la respuesta del sensor a una respuesta lineal ideal y para poder realizarlo depende de la naturaleza de la curva característica del sensor. En este proceso primero se debe decidir cuál será la referencia de calibración. Las referencias estándar que se utilizan son un sensor calibrado o una referencia física. (Earl, 2016)

Un sensor calibrado: se refiere cuando se tiene un sensor o un instrumento que se sabe que es exacto y se puede utilizar para hacer lecturas de referencia para la comparación. Es necesario incluir la referencia específica con la que fue calibrado y cualquier factor de corrección que deba aplicarse a la salida.

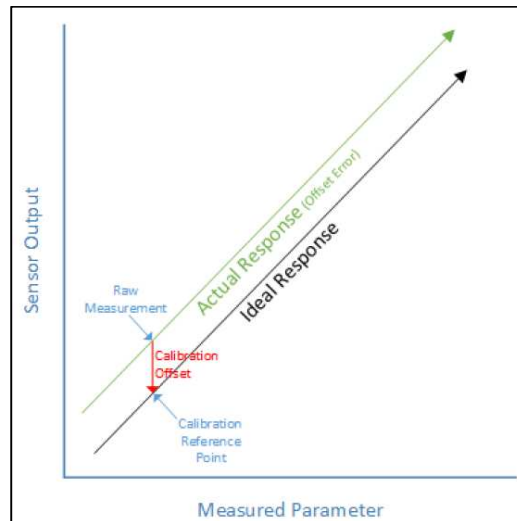
Una referencia física estándar: se refiere a una norma física suficientemente exacta que se puede utilizar como referencia estándar para algún tipo de sensor. Por ejemplo, para sensores de Temperatura: Agua hirviendo  $100\text{ }^{\circ}\text{C}$  al nivel del mar. Para acelerómetros: La gravedad es una constante  $1\text{G}$  en la superficie de la tierra.

### **2.5.9. Métodos de calibración**

La calibración de un punto: Es el tipo más simple de calibración. Si la salida del sensor ya está escalada a unidades de medida útiles, se puede utilizar una calibración de un punto para corregir errores de offset del sensor

- Sólo se necesita un punto de medición: Cuando se tiene una aplicación que sólo requiere una medición exacta de un solo nivel, no hay necesidad de preocuparse por el resto del rango de medición.
- El sensor es conocido por ser lineal y tener la pendiente correcta sobre el rango de medición deseado: En este caso, sólo es necesario calibrar un punto en el rango de medición y ajustar el offset si es necesario. (Earl, 2016)

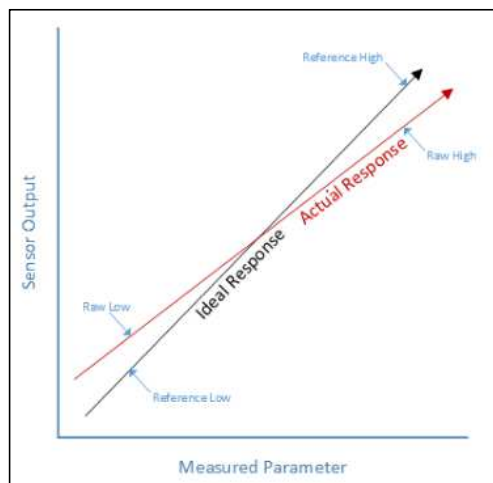
Una calibración de un punto también se puede usar como una "comprobación de deriva" para detectar cambios en la respuesta y deterioro en el rendimiento del sensor.



**Figura 18 Calibración de un punto**

Fuente: (Earl, 2016)

La calibración de 2 puntos: básicamente cambia la escala de la salida y es capaz de corregir tanto los errores de pendiente como los de offset. Se la puede utilizar en los casos en el que la salida del sensor es suficientemente lineal en el intervalo de medición. Se la puede aplicar a salidas de sensores en datos crudos o escaladas. (Earl, 2016)



**Figura 19 Calibración de 2 puntos**

Fuente: (Earl, 2016)

## CAPÍTULO III

### DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL HARDWARE DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES EMG

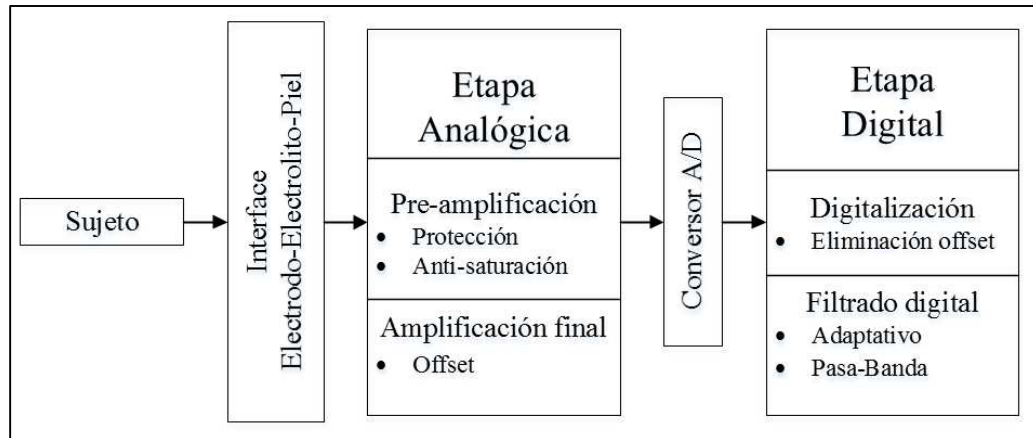
#### 3.1. Introducción

En el presente capítulo se detalla el proceso de diseño e implementación del hardware para la adquisición de 8 canales de la actividad eléctrica muscular (EMG), tomando en consideración los estándares para el registro de señales EMG que establece la empresa Delsys Inc.

Tanto en hardware como en software la empresa establece consideraciones prácticas para realizar de una buena manera la detección y registro de señales EMG (De Luca C. , 2002) (De Luca G. , 2003). Entre los principales estándares descritos se puede enumerar: características eléctricas de los amplificadores operacionales, rango de frecuencias de la señal EMG, así como parámetros para la digitalización de la señal.

El sistema de adquisición de señales EMG consta de las siguientes fases (ver Figura 20):

- Sujeto: Tejido donde se genera la señal EMG
- Interface electrodo-electrolito-piel
- Etapa analógica: Se realiza la amplificación de la señal
- Conversor A/D: Convierte la señal EMG continua a una señal discretizada
- Etapa digital: Se realiza un preprocesamiento de la señal



**Figura 20 Diagrama de bloques para sistema de adquisición de señales EMG**

### 3.2. Consideraciones de diseño

Carlo De Luca (De Luca C. , 2006) resalta consideraciones prácticas para realizar una buena detección y registro de señales EMG, así como condiciones eléctricas que deben cumplir los amplificadores operacionales para que la distorsión de la señal EMG sea mínima. Estas condiciones se resumen en la Tabla 1.

**Tabla 1**  
**Especificaciones para adquisición de señales EMG**

Característica	Valor
Impedancia de entrada	$> 10^{10}\Omega$
Ganancia de amplificación	200 – 100000 V/V
Relación de rechazo al modo común (CMRR)	$> 90\text{dB}$
Respuesta en frecuencia	1 – 3KHz medido a -3dB
Corriente de bias de entrada	$< 50\text{nA}$
Ruido	$< 5\mu\text{V}$

Fuente: (De Luca C. , 2006)

En base a las especificaciones descritas en la Tabla 1 se buscaron amplificadores operacionales que cumplan con todos los parámetros mostrados en la Tabla 1. El amplificador de instrumentación INA128 y el amplificador operacional con entradas JFET TL084 de Texas Instruments cumplen con todos los requisitos. Sus características eléctricas se muestran en la Tabla 2.

**Tabla 2**  
**Especificaciones eléctricas de INA128 y TL084**

<b>Característica</b>	<b>INA128</b>	<b>TL084</b>
Impedancia de entrada	$10^{10}\Omega$	$10^{12}\Omega$
Ganancia de amplificación	1 – 100000 V/V	1 – 200000 V/V
CMRR	106dB	86dB
Respuesta en frecuencia	1 – 1.3MHz	1 – 3MHz
Corriente de bias de entrada	$5nA$	$30pA$
Ruido	$8nV$	$18nV$

Fuente: (Texas Instrument, 1996) (Texas Instrument, 1997)

### 3.3. Electrodo

La International Society of Electrophysiology and Kinesiology (ISEK), es una organización multidisciplinaria que estudia el movimiento humano y el sistema neuromuscular (International Society of Electrophysiology and Kinesiology, 1965). Según las normas que establece ISEK para adquirir señales EMG, menciona que se puede registrar utilizando dos tipos de métodos; el método no invasivo consiste en el uso de electrodos superficiales; mientras que el método invasivo hace referencia al uso de electrodos intramusculares de hilo y aguja, donde para su uso y aplicación debe regirse a un protocolo clínico estándar (Merletti, 1999).

Los electrodos permiten la interfaz de transducción, convirtiendo la corriente iónica que genera el cuerpo humano en una corriente eléctrica, permitiendo el registro de señales bioeléctricas a través del hardware. Los electrodos superficiales de cloruro de plata (Ag/AgCl) son los más comunes y principalmente son no invasivos, por tal

motivo al inicio se utilizaron este tipo de electrodos para la investigación. Sin embargo son desechables, de uso único y elevado costo (ver Figura 21).



**Figura 21 Electrodo superficial de Ag/AgCl**

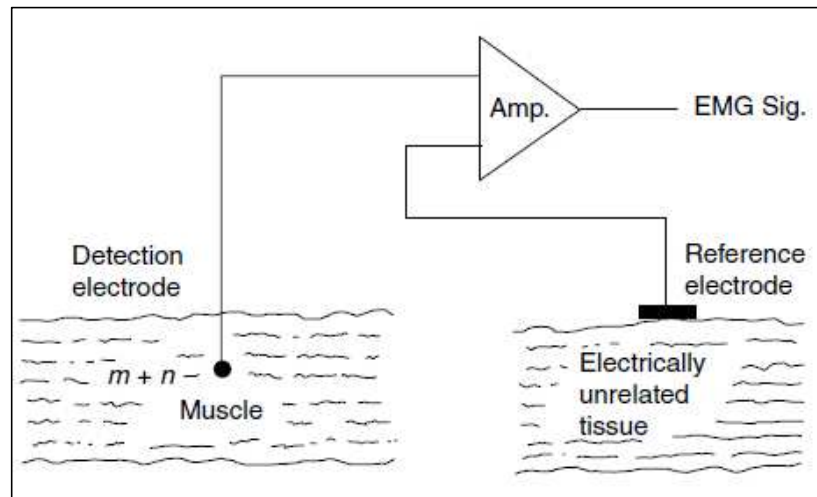
Diferentes autores (Meziane, Webster, Attari, & Nimunkar, 2013) afirman que los electrodos de acero inoxidable presentan un buen rendimiento eléctrico y mejoran notablemente la relación señal/ruido (SNR). Esto se debe a su alta conductividad y a su gran resistencia a la corrosión. Adicionalmente, su costo es cómodo y su vida útil es prolongada. Por estas razones, se reemplazó el uso de electrodos Ag/AgCl y se diseñó electrodos de acero inoxidable de diámetro 10 mm (Ávila, 2017) (ver Figura 22).



**Figura 22 Electrodo superficial de acero inoxidable**

### 3.3.1. Configuración del electrodo

Existen dos configuraciones para la adquisición de la actividad eléctrica de los músculos. La configuración monopolar utiliza una sola superficie de detección para registrar el potencial eléctrico con respecto a un electrodo de referencia. El inconveniente con esta configuración es que detecta todas las señales eléctricas próximas a la superficie de detección incluyendo señales de otros músculos y ruido (ver Figura 23).



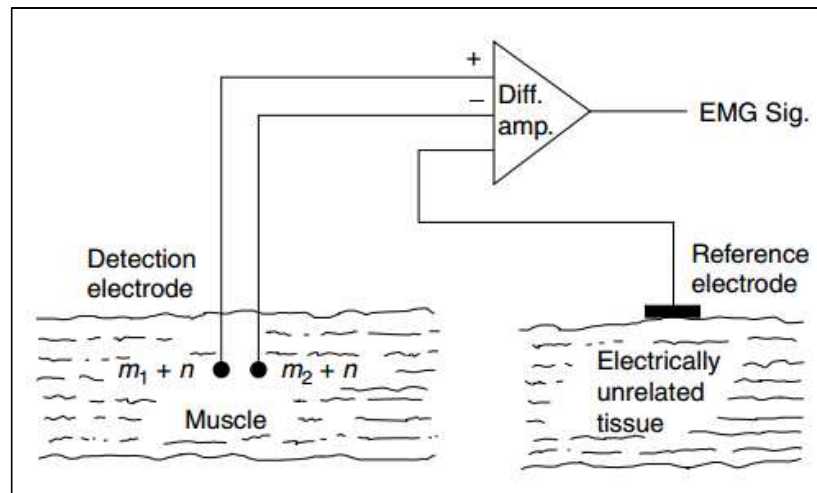
**Figura 23 Esquema de detección monopolar**

Fuente: (De Luca C. , 2006)

Por otra parte, la configuración bipolar utiliza dos superficies para detectar dos potenciales en el tejido muscular de interés respecto al electrodo de referencia. Las dos señales se conectan al amplificador operacional, que amplifica el diferencial de potencial existente entre estas dos superficies. Cualquier componente de modo común de ambos sitios de detección será eliminada y las señales diferentes en los dos sitios tendrán un diferencial que se amplifica (ver Figura 24).

De esta forma se elimina considerablemente el ruido en modo común y la relación señal/ruido (SNR) mejora. Debido a las prestaciones que proporciona la configuración bipolar, para este estudio de investigación se optará por utilizar esta configuración.





**Figura 24 Esquema de detección bipolar**

Fuente: (De Luca C. , 2006)

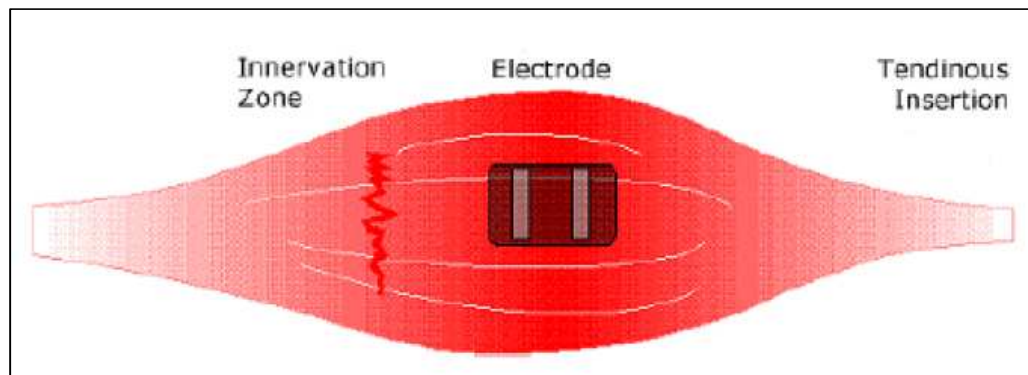
### 3.3.2. Colocación de electrodos para EMG

La SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles) recomienda las ubicaciones determinadas de los electrodos para distintos músculos del cuerpo humano para detectar la señal EMG en su máxima amplitud. En sus recomendaciones explica detalladamente los procedimientos de colocación de electrodos bipolares para EMG superficiales (Stegeman & Hermens, 1999), que son las siguientes:

- Colocar los electrodos bipolares paralelamente a las fibras musculares.
- Colocar los electrodos bipolares con una distancia entre electrodos de 20 mm, porque se espera una amplitud máxima de señal EMG con esta distancia.
- Cuando el músculo es relativamente pequeño la distancia entre electrodos no debe exceder el 1/4 de la longitud de la fibra muscular.

Otras recomendaciones sobre la colocación de electrodos bipolares que se mencionan en diferentes investigaciones son (De Luca C. , 2002):

- Los electrodos deben colocarse entre un punto motor y la inserción del tendón o entre dos puntos motores, y a lo largo de la línea media longitudinal del músculo. El eje longitudinal del electrodo debe alinearse paralelamente a la longitud de las fibras musculares (ver Figura 25).
- No cerca del tendón del músculo: A medida que las fibras musculares se acercan a las fibras del tendón, las fibras musculares se hacen más delgadas y disminuyen en número, reduciendo la amplitud de la señal EMG.
- No en los bordes exteriores del músculo: En esta región, el electrodo es susceptible a la detección de señales de crosstalk de los músculos adyacentes.



**Figura 25 Ubicación sugerida del electrodo**

Fuente: (De Luca C. , 2002)

### 3.4. Etapa de preamplificación

La amplitud de la señal EMG por naturaleza es estocástica y puede ser representada por una función de distribución Gaussiana. La amplitud pico-pico de la señal puede variar de 0 a 10 mV (De Luca C. , 2002), por lo que es indispensable implementar una etapa de preamplificación.

Uno de los parámetros importantes a considerar es la SNR (Signal to noise ratio) que relaciona la potencia de la señal y la potencia del ruido. Este parámetro depende

del valor de CMRR (Common Mode Rejection Ratio), refiriéndose a este, como la capacidad que tiene un amplificador diferencial para eliminar la señal de modo común. Un alto valor de CMRR permite atenuar el ruido eléctrico presente en la señal de interés y así obtener una buena relación señal/ruido (SNR). Un amplificador de instrumentación es utilizado para esta etapa, debido a que posee un alto valor de CMRR y una alta impedancia de entrada. Con estas características se evita la atenuación y distorsión de la señal EMG, debido a los efectos de la impedancia entre la unión de la piel y la superficie de detección (De Luca C. , 2002).

Para la etapa de preamplificación se utiliza el amplificador de instrumentación INA128 de Texas Instrument, que cumple con todos los parámetros eléctricos que se mencionaron en el apartado 3.2. El fabricante recomienda una ganancia con valor de 10 para la etapa de preamplificación (Texas Instrument, 1996). En la ecuación (1) se presenta la fórmula que permite el cálculo de la resistencia de ganancia  $R_G$ , la cual se puede encontrar en la hoja de especificaciones de este amplificador operacional.

$$R_G = \frac{50 \text{ K}\Omega}{G - 1} \quad (1)$$

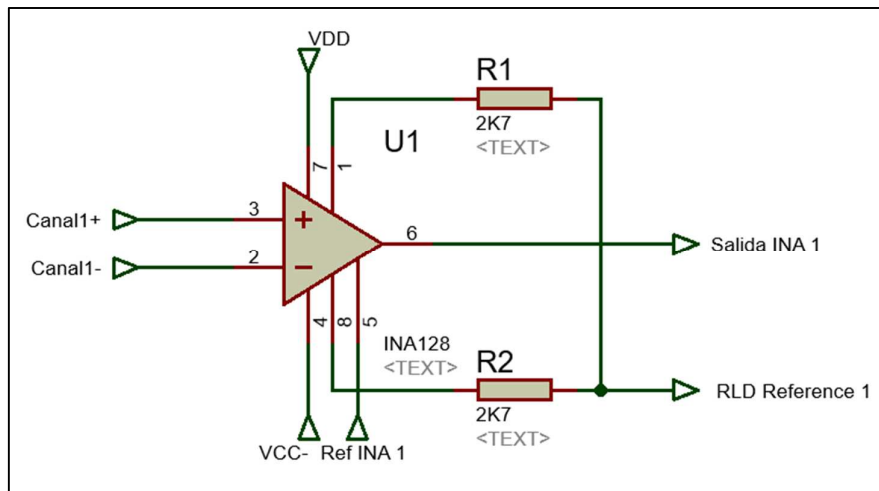
Donde:

50 K $\Omega$ : Constante.

$G$ : Ganancia del amplificador de instrumentación.

$R_G$ : Resistencia de ganancia del amplificador de instrumentación.

Al reemplazar el valor de  $G$  por el valor de 10, se obtiene un resultado de  $R_G$  de 5.55 K $\Omega$ . Este resultado es un valor de resistencia no comercial, por lo que el fabricante Texas Instrument recomienda utilizar dos resistencias comerciales de 2.7 K $\Omega$  conectadas en serie como se muestra en la Figura 26. Las etiquetas “Canal1+” y “Canal1-” hacen referencia a los electrodos bipolares.



**Figura 26 Esquema de preamplificación**

La etapa de preamplificación posee una etapa de protección o también conocida como Circuito de Pierna Derecha (RLD, del inglés Right-Leg Drive), que utiliza un tercer electrodo (electrodo de referencia) conectado a la pierna derecha del paciente. Este circuito proporciona una trayectoria de baja impedancia entre el paciente y las entradas del amplificador diferencial, con el fin de minimizar las señales de modo común (Álvarez, 2007). Una baja impedancia permite realizar registros de señales EMG estables y proporciona bajos niveles de ruido (Stegeman & Hermens, 1999).

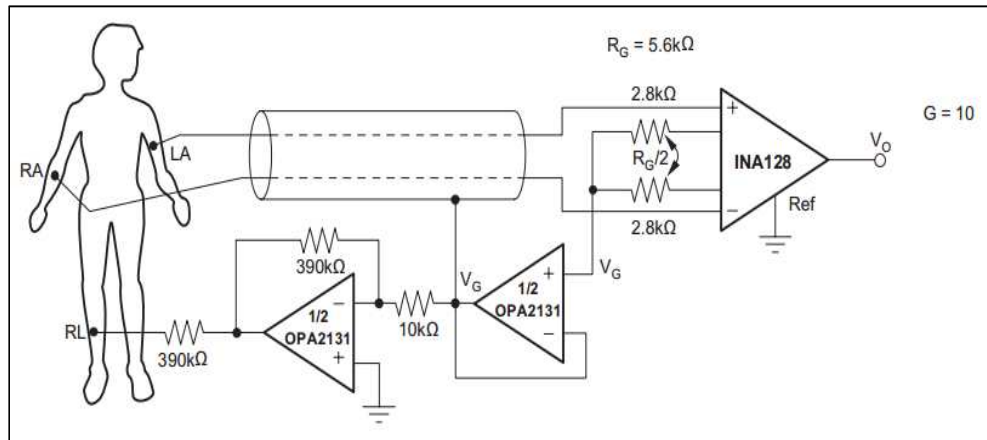
El tercer electrodo también es necesario para proporcionar una referencia común a la entrada diferencial de la etapa de preamplificación, pero esta referencia no puede ser conectada directamente a la tierra del hardware electrónico por dos razones:

- 1) Si el circuito no está aislado, corrientes altas pueden fluir a través del electrodo de referencia y provocar descargas eléctricas al paciente.
- 2) Un contacto deficiente entre el electrodo de referencia y la piel puede presentar una impedancia hasta de  $100\text{ K}\Omega$  entre el paciente y la tierra del hardware.

Por tal motivo el electrodo de referencia es conectado al Circuito de Pierna Derecha (ver Figura 27), con lo cual reduce la impedancia electrodo-piel en varios

órdenes de magnitud y permite que una pequeña corriente fluya a través del electrodo de referencia precautelando la seguridad del paciente (Winter & Webster, 1983).

La etapa de protección se implementa siguiendo el esquema que recomienda el fabricante Texas Instrument para el amplificador INA128 que se muestra en la Figura 27.



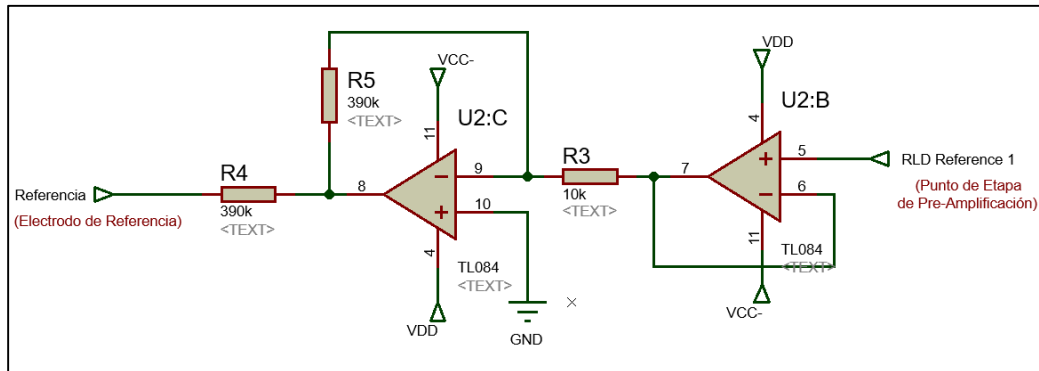
**Figura 27 Esquema de preamplificación con circuito de pierna derecha**

Fuente: (Texas Instrument, 1996)

En la Figura 27 se presenta el esquema electrónico para la detección de señales electrocardiográficas, sin embargo fue utilizado para la adquisición de señales EMG y funcionó correctamente. Además, de que no distorsiona la señal y minimiza el ruido en modo común. Los electrodos “RA” y “LA” (Figura 27) se colocaron en las zonas de detección en el músculo de interés siguiendo las recomendaciones del proyecto SENIAM (SENIAM, 1996). Mientras que el electrodo de referencia “RL” se ubica lejos de las zonas de detección y sobre un tejido eléctricamente neutro, por ejemplo: codo, hombro, tobillo, cadera, entre otros (De Luca C. , 2006).

Adicionalmente se reemplaza el amplificador operacional OPA2131 por el TL084 del mismo fabricante Texas Instrument, el cual posee similares características eléctricas, su costo es menor, internamente posee 4 amplificadores operacionales y cumple con todos los parámetros eléctricos que se mencionaron en el apartado 3.2. Cabe resaltar que en otras investigaciones también se utilizó el amplificador

operacional TL084 como elemento principal para el Circuito de Pierna Derecha (Cabrera & Montes, 2012) (Cifuentes, 2010). El esquema final utilizado se presenta en la Figura 28.



**Figura 28 Esquema de protección**

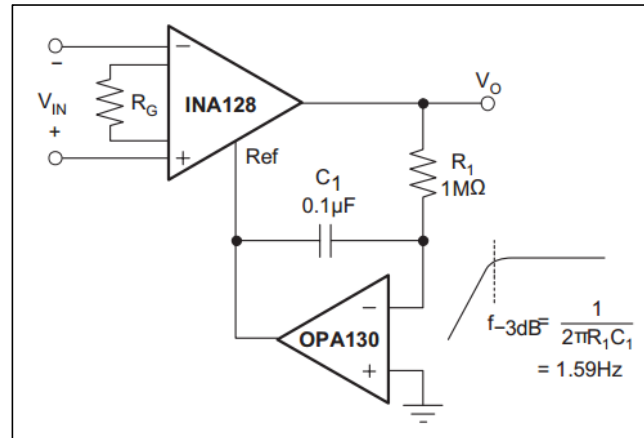
Al utilizar un solo circuito RLD, se puede visualizar claramente las contracciones musculares de un canal, mientras que en los 7 canales restantes el nivel de ruido no permite distinguir la contracción. Razón por la cual, se utiliza un circuito RLD para cada canal, de este modo se atenúan las señales en modo común y la relación señal/ruido mejora notablemente. El electrodo de referencia es conectado a los 8 circuitos RLD, para así mantener una sola referencia para el paciente.

Ciertas características eléctricas como corrientes de polarización, desvíos de la corriente y desvíos del voltaje en la entrada añaden componentes de error al voltaje de salida de la etapa de preamplificación. Estas características pueden considerarse como ruido de baja frecuencia (Coughlin & Driscoll, 1998). En la hoja de especificaciones del amplificador de instrumentación INA128 se especifica un esquema para eliminar todos estos parámetros eléctricos que insertan error al voltaje de salida (ver Figura 29). Es un circuito integrador que actúa como un filtro pasa-altas que disminuye el voltaje de offset presente en el voltaje de salida de la etapa de preamplificación, con el fin de evitar que el amplificador de instrumentación entre en saturación.

La frecuencia de corte viene dada por la relación de valores entre  $C_1$  y  $R_1$ , y se calcula con la ecuación (2).

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_1 C_1} \quad (2)$$

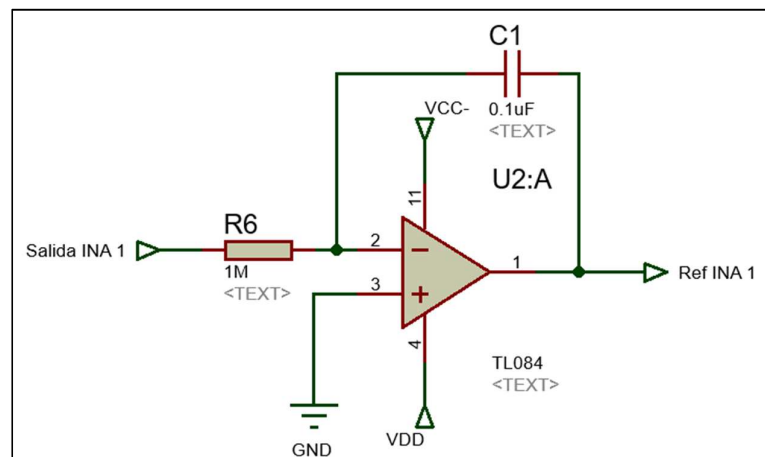
Reemplazando los valores de  $C_1$  y  $R_1$ , se obtiene una frecuencia de corte de 1.59Hz. De esta manera se filtra todo el ruido de baja frecuencia que agrega error al voltaje de salida de la etapa de preamplificación.



**Figura 29** Esquema de preamplificación con circuito integrador

Fuente: (Texas Instrument, 1996)

El esquema presentado en la Figura 29 representa el circuito de antisaturación recomendado por el fabricante, que utiliza el amplificador OPA130. El cual fue reemplazado por el amplificador TL084 del mismo fabricante Texas Instrument, que cumple con todos los parámetros eléctricos que se mencionaron en el apartado 3.2. En la Figura 30 se muestra el esquema utilizado para la etapa de antisaturación.



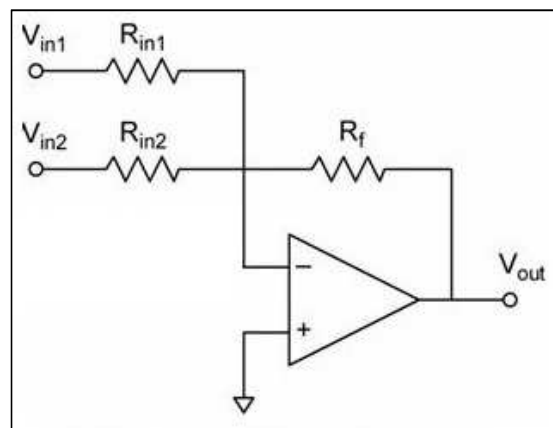
**Figura 30** Esquema de antisaturación

### 3.5. Etapa de amplificación final

La etapa de amplificación final se divide en dos etapas. La primera es amplificar la amplitud de la señal EMG. La selección de ganancia viene determinada por el intervalo de amplitud de la señal de entrada y el intervalo deseado en la señal de salida. La segunda etapa permite añadir una componente de continua a la señal EMG (offset) de valor 1.5V con el objetivo de que la señal posea solo valores positivos y su amplitud se encuentre en el intervalo de 0 a 3V, de esta manera puede ser digitalizada por el conversor análogo – digital.

La amplitud de la señal EMG depende de la estructura interna del sujeto como: formación de la piel, velocidad del flujo sanguíneo, temperatura de la piel, estructura del tejido muscular, entre otros (Chowdhury, y otros, 2013). Debido a estos factores se escoge un rango de ganancias para todo el circuito de adquisición de 1 a 1000 para poder registrar señales EMG de varias personas con distintas fisiologías. Considerando que la etapa de preamplificación tiene una ganancia de 10, significa que el intervalo de ganancias de la etapa de amplificación final debe estar entre 1 y 100.

Para amplificar y añadir un voltaje de offset a la señal de salida de la etapa de preamplificación se utiliza un sumador inversor (ver Figura 31). El voltaje de salida  $V_{out}$  viene determinado por la ecuación (3).



**Figura 31 Sumador inversor**

Fuente: (Electronics Hub, 2015)



$$V_{out} = -\left(\frac{R_f}{R_{in1}}V_{in1} + \frac{R_f}{R_{in2}}V_{in2}\right) \quad (3)$$

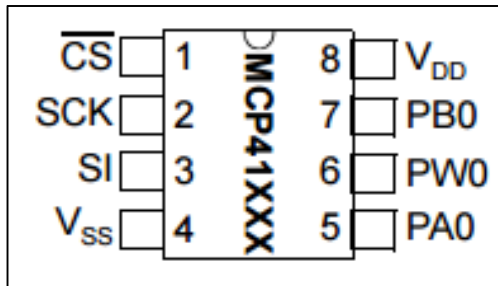
La ganancia para cada entrada está dada por la relación entre la resistencia de retroalimentación  $R_f$  y la resistencia de entrada en la rama respectiva como se indica en la ecuación (4).

$$G_1 = -\frac{R_f}{R_{in1}} \quad G_2 = -\frac{R_f}{R_{in2}} \quad (4)$$

Para compensar el signo negativo que introduce el sumador inversor en el voltaje de salida, se utiliza como voltaje de offset un valor negativo y así añadir un offset positivo a la señal EMG. La entrada  $V_{in1}$  (Figura 31) es el voltaje de polarización negativo de los operacionales que es 3.7V. Se debe reducir este voltaje a 1.5V multiplicando por un factor de ganancia de 0.4. Reemplazando en la ecuación (4) este factor y considerando  $R_f$  igual a 100 K $\Omega$ , se obtiene un valor de  $R_{in1}$  de 246.66 K $\Omega$ . Este valor no es comercial por lo que se buscó el valor más próximo que es 270 K $\Omega$ .

La entrada  $V_{in2}$  (Figura 31) es la señal de salida de la etapa de preamplificación. Esta entrada debe tener la capacidad de amplificar la señal en un intervalo de ganancia de 1 a 100 como se explicó anteriormente. La ganancia para la entrada  $V_{in2}$  viene dada por la ecuación (4), donde  $R_f$  es igual a 100 K $\Omega$  y para dar la capacidad de ganancia variable la resistencia  $R_{in2}$  no debe ser fija, por tal motivo se utilizó un potenciómetro variable digital de 100 K $\Omega$ .

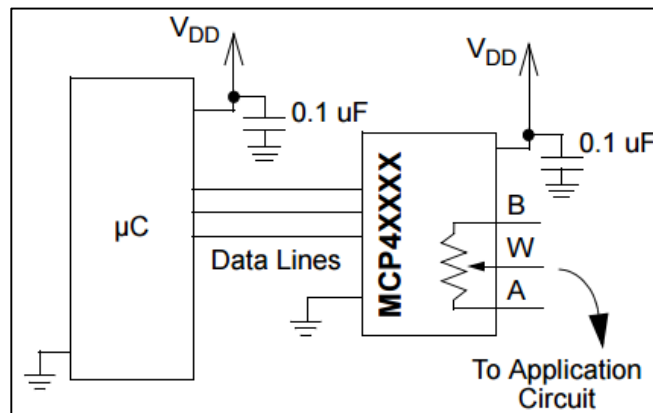
El potenciómetro digital cuenta con 256 posiciones, donde la posición varía linealmente y se controla a través de una interfaz SPI (Serial Peripheral Interface) (Microchip, 2003). La Figura 32 presenta el encapsulado del potenciómetro digital.



**Figura 32 Potenciómetro digital MCP41XXX**

Fuente: (Microchip, 2003)

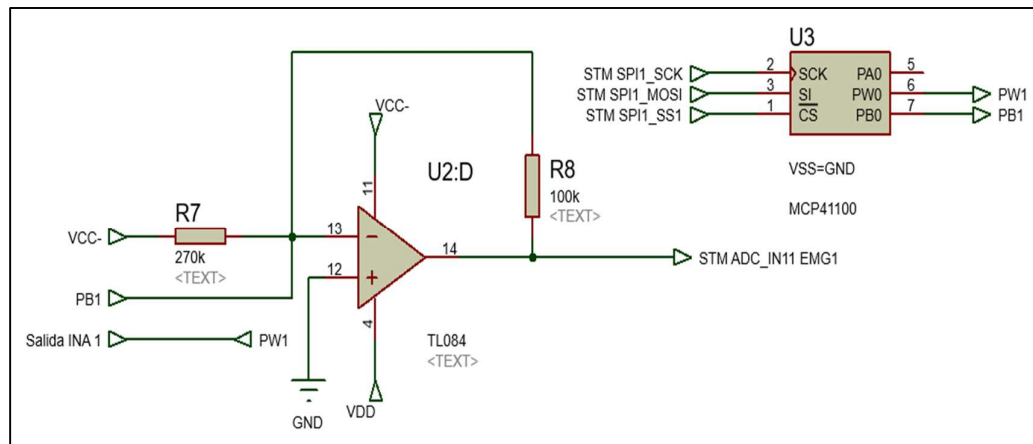
Para establecer un valor de resistencia fijo al potenciómetro digital los pines  $\overline{CS}$ , SCK y SI deben conectarse directamente a un microcontrolador que disponga comunicación SPI como se muestra en la Figura 33. El microcontrolador envía un dato de 8 bits a través de la comunicación SPI que se escribe en los registros del potenciómetro y se establece un valor de resistencia dependiendo del dato enviado.



**Figura 33 Esquema de conexión entre microcontrolador y potenciómetro digital**

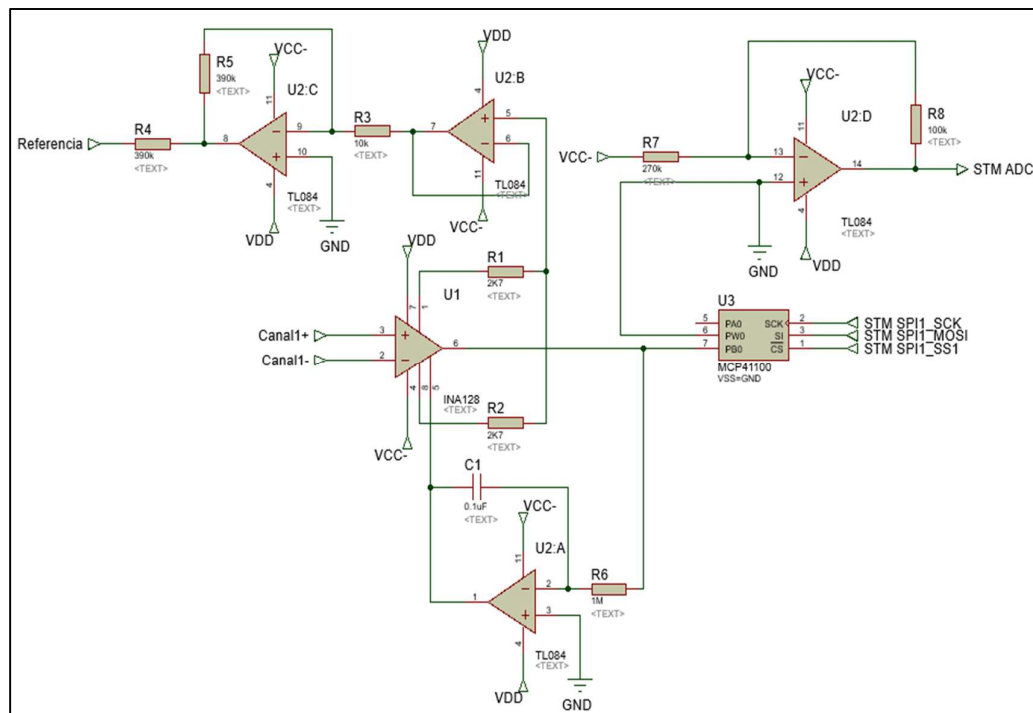
Fuente: (Microchip, 2003)

En la Figura 34 se presenta el esquema electrónico de la etapa de amplificación final y offset. Las etiquetas “STM SPI1\_SCK”, “STM SPI1\_MOSI” y “STM SPI1\_SSI” van conectadas directamente a los pines del microcontrolador a utilizar.



**Figura 34 Esquema de amplificación final y offset**

El esquema completo que contiene la etapa de preamplificación, protección, antisaturación y amplificación final se muestra en la Figura 35. Este esquema es para la adquisición de solo una señal EMG.



**Figura 35 Esquema de hardware de adquisición para una señal EMG**

Para la adquisición de 8 canales de EMG se utiliza el esquema presentado en la Figura 35 para cada canal. Debido a la conexión electrónica existente entre canales, el voltaje de salida de la etapa de amplificación final presentaba un offset diferente al establecido. Razón por la cual se independizó cada canal, logrando que todos los canales presenten el mismo voltaje de offset de 1.5 V.

### **3.6. Preprocesamiento digital de la señal EMG**

Debido a la presencia de varias fuentes de ruido externo como son: movimiento de los electrodos sobre la piel, ruido de los componentes electrónicos del sistema, el movimiento de los cables que conecta el electrodo al hardware, la interferencia de 60 Hz de la red eléctrica, entre otros, es indispensable una etapa de preprocesamiento digital. A continuación, se explica detalladamente las etapas que contiene el preprocesamiento de la señal EMG.

#### **3.6.1. Digitalización de la señal EMG**

El proceso de digitalización de la señal EMG es importante para poder almacenar los datos de la señal en un ordenador y así poder realizar un análisis en tiempo y en frecuencia. Este proceso se lo realiza mediante un convertidor análogo – digital (ADC). Los factores que se deben considerar para la selección correcta del ADC son: el número de bits, resolución, y la frecuencia de muestreo. La tarjeta STM32F407 Discovery de STMicroelectronics es un procesador digital de señales (DSP) utilizado en aplicaciones que requieren realizar procesamiento de señales analógicas en tiempo real y a alta velocidad. Internamente contiene 16 módulos ADC de 12 bits, rango de medición de 0 – 3V y con una frecuencia de reloj de 168 MHz.

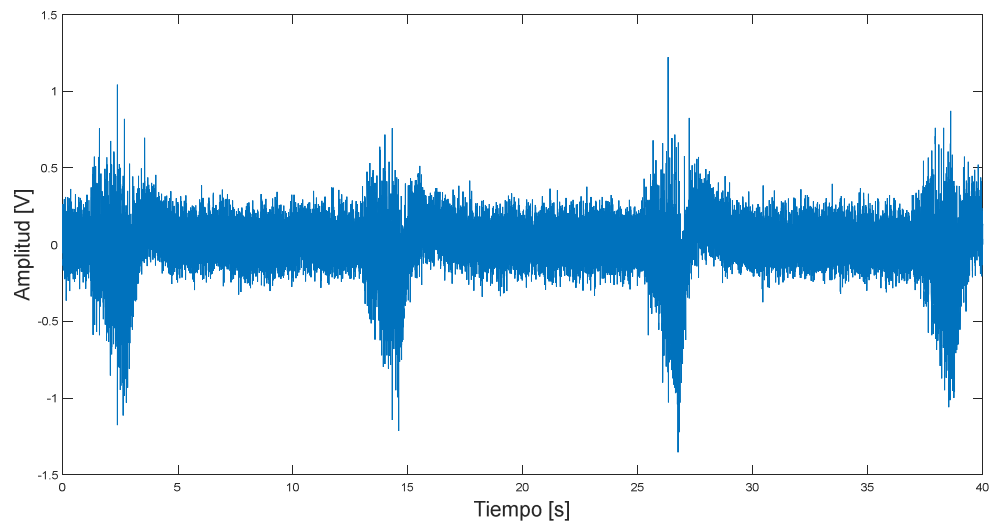
Con un ADC de 12 bits se tiene  $2^{12} - 1 = 4095$  niveles de cuantificación y para el rango de 0 – 3V se tiene una resolución de  $733\mu\text{V}$ , lo cual es suficiente para cualquier aplicación que trabaje con señales EMG, incluso la más débil actividad de señal EMG puede ser cuantificada apreciablemente.

La mayor componente de frecuencia de la señal EMG es 500Hz, por lo que tomando en consideración el Teorema de Nyquist, se debe muestrear la señal a una frecuencia mínima de 1KHz para para reproducir correctamente la información analógica original.

La tarjeta STM32F407 tiene la capacidad de ser programada a través de Matlab / Simulink utilizando la librería “Waijung” y el compilador “GNU GCC Compiler” (Aimagin, 2015). Mediante estas dos herramientas se puede generar código C desde los modelos generados en Simulink. El preprocesamiento de la señal EMG se lo realizó utilizando este software y posteriormente el modelo generado se lo embebió en la tarjeta a través del puerto serial.

### 3.6.2. Filtrado digital de la señal EMG

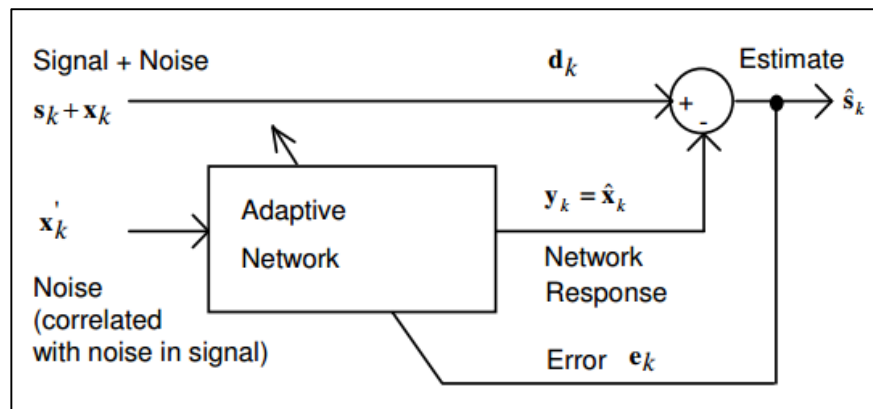
La primera etapa del preprocesamiento de la señal EMG consiste en la eliminación del voltaje de offset que se añadió en la etapa de amplificación final. Etapa que consiste en llevar la señal a los niveles originales de continua, para que sea compatible con la siguiente etapa del preprocesado. En la Figura 36 se presenta la señal sin offset con un intervalo de amplitud de  $\pm 1.5 V$ .



**Figura 36 Señal EMG sin offset**

La segunda etapa consiste en eliminar la interferencia de 60 Hz de la red de distribución eléctrica. Esta fuente de ruido es hasta tres veces mayor que la señal EMG y se superpone o cancela la señal que se registra desde un músculo. Considerando que la banda espectral de la señal EMG se encuentra entre 20 y 500 Hz y que la energía dominante de la señal se encuentra entre 50 y 100 Hz, el uso de un filtro rechaza – banda elimina el ruido de 60 Hz y parte de la energía de la señal. Por tal motivo no es aconsejable el uso de este tipo de filtro para eliminar el ruido de la red eléctrica. La mejor opción es la utilización de filtros adaptativos que solo eliminan el ruido presente en la componente de 60 Hz manteniendo la información de la señal en esta componente de frecuencia (Chowdhury, y otros, 2013) (De Luca C. , 2002).

La Figura 37 presenta el esquema de la red adaptativa que se utiliza para sustraer el ruido de la señal de interés. Solo es viable la red adaptativa cuando una versión de referencia relacionada linealmente con el ruido a sustraer puede ser detectada de forma limpia en alguna otra ubicación física del sistema (Zaknich, 2005).



**Figura 37 Configuración para cancelación de interferencias de un filtro adaptativo**

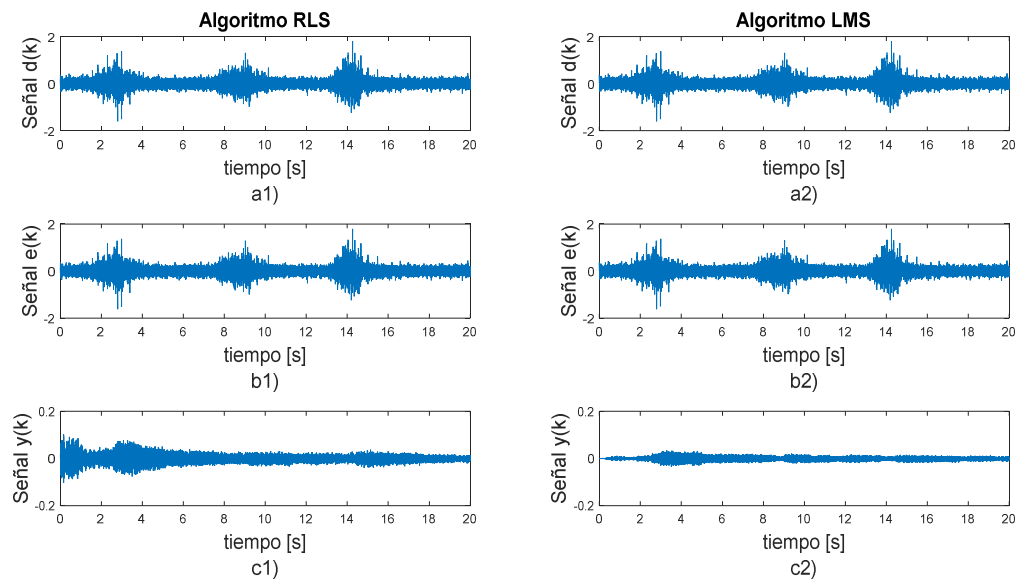
Fuente: (Zaknich, 2005)

La red filtra el ruido de referencia  $\hat{x}_k$ , para generar una estimación  $y_k$  del ruido original  $x_k$ . De la entrada primaria ( $s_k + x_k$ ) que actúa como la señal deseada  $d_k$ , se sustrae  $y_k$ . La señal de error  $e_k$  se convierte en la estimación de la señal  $s_k$ , es decir la señal de interés. La señal  $s_k$  es la señal EMG,  $x_k$  es el ruido de la red eléctrica presente

en la señal de interés,  $\hat{x}_k$  es el ruido relacionado con el ruido de la red eléctrica medido en el electrodo de referencia y  $\hat{s}_k$  es la estimación de la señal de interés sin el ruido.

El filtro adaptativo se implementó utilizando dos algoritmos: LMS (Least Mean Square) y RLS (Recursive Least Squares). El algoritmo LMS para su implementación requiere solo de multiplicaciones y adiciones, tiene características lineales, baja carga computacional, pero necesita mayor número de iteraciones para converger; mientras que el algoritmo RLS presenta mayor complejidad matemática, con muy pocas iteraciones disminuye rápidamente el error cuadrático, pero no siempre encuentra la convergencia al no ser lineal y el costo computacional es mayor.

En la Figura 38 se presenta la comparación en tiempo de los algoritmos RLS y LMS aplicado a las señales EMG. La señal deseada  $d_k$  es la señal EMG; la señal  $e_k$  es la estimación de la señal EMG filtrada el ruido de la red eléctrica y la señal  $y_k$  es la salida del filtro adaptativo que es la estimación del ruido.

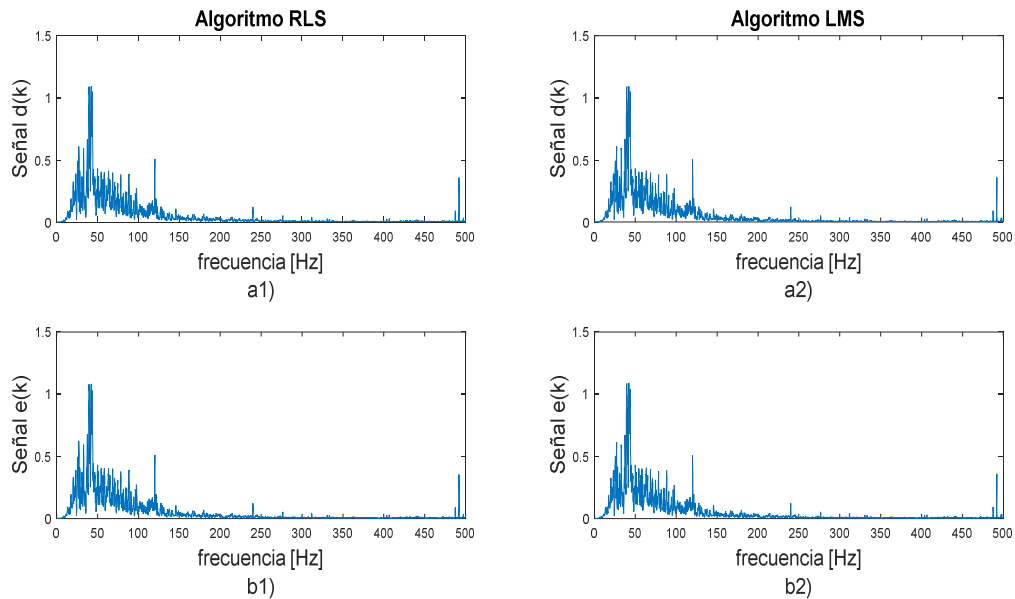


**Figura 38 Comparación en tiempo de algoritmo RLS y LMS**

- a1) Señal EMG con ruido  $d_k$ , b1) Señal EMG filtrada con algoritmo RLS  $e_k$ ,  
 c1) Estimación del ruido con algoritmo RLS  $y_k$ , a2) Señal EMG con ruido  $d_k$ ,  
 b2) Señal EMG filtrada con algoritmo LMS  $e_k$ , c2) Estimación del ruido con  
 algoritmo LMS  $y_k$

La comparación de los dos algoritmos se realiza en el dominio de la frecuencia para poder cuantificar la reducción de la potencia del ruido de la red eléctrica y sus armónicos. La Figura 39-a1 y la Figura 39-a2 muestran el espectro en frecuencia de la señal EMG con el ruido de la red eléctrica.

La Figura 39-b1 y la Figura 39-b2 presentan el espectro en frecuencia de la señal EMG filtrada con los algoritmos RLS y LMS respectivamente. El algoritmo RLS atenúa la potencia de la componente de 60 Hz por un factor de 1.25 y también atenúa el primer armónico de 120 Hz por un factor de 1.73; mientras que el algoritmo LMS reduce la componente de 60 Hz por un factor de 1.39 y la componente de 120 Hz por un factor de 1.22.



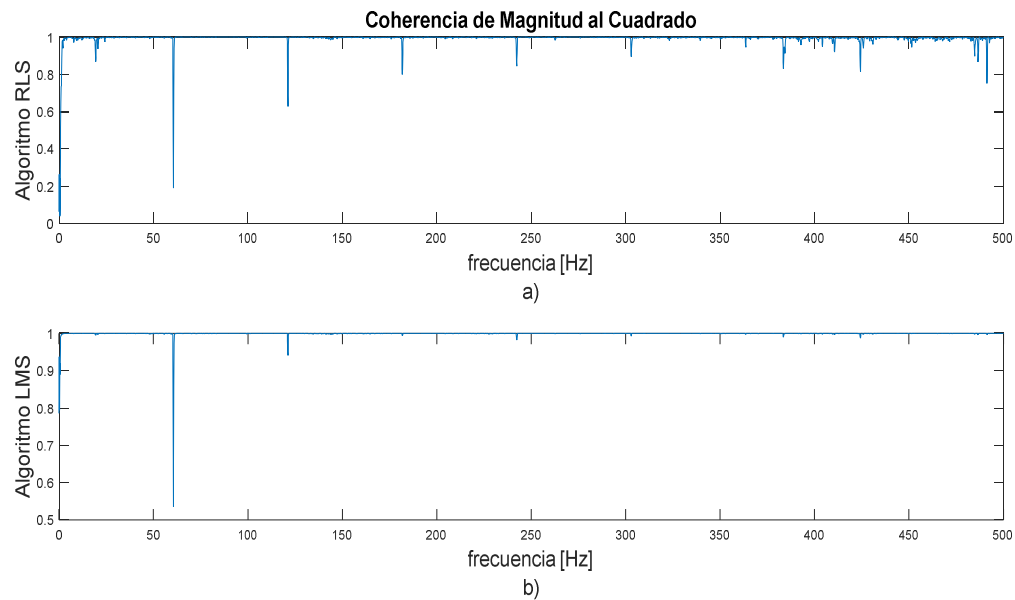
**Figura 39 Comparación en frecuencia de algoritmo RLS y LMS**

a1) Señal EMG con ruido  $d_k$ , b1) Señal EMG filtrada con algoritmo RLS  $e_k$ ,  
a2) Señal EMG con ruido  $d_k$ , b2) Señal EMG filtrada con algoritmo LMS  $e_k$

Adicionalmente, el análisis de la coherencia de magnitud al cuadrado (MSC) en el dominio de la frecuencia fue realizado. Esta herramienta que se utiliza para el procesamiento de señales que permite identificar la correlación que existe entre las frecuencias de dos señales. Devuelve valores reales en el rango de 0 a 1, tomando el valor de 1 como correlación máxima y el valor de 0 como correlación nula.



La Figura 40-a y la Figura 40-b muestran la coherencia de magnitud al cuadrado entre la señal original y la señal filtrada con el algoritmo RLS y LMS respectivamente. El algoritmo RLS presenta una menor correlación en la frecuencia del ruido de la red eléctrica 60 Hz y sus armónicos de 120, 180 y 240 Hz; mientras que el algoritmo LMS a pesar de tener una menor correlación en la componente de 60 Hz que el algoritmo RLS, los armónicos del ruido de la red eléctrica presentan una correlación aproximadamente unitaria.



**Figura 40 Coherencia de magnitud al cuadrado**  
a) Algoritmo RLS, b) Algoritmo LMS

Partiendo de las gráficas presentadas anteriormente en el dominio del tiempo, frecuencia y el parámetro MSC se realiza el siguiente análisis. Los resultados en el dominio del tiempo para los algoritmos RLS y LMS son similares, por lo que no se puede llegar a una conclusión clara. En el dominio de la frecuencia ambos algoritmos disminuyen la energía del ruido de la red eléctrica y sus armónicos en similares valores de atenuación. Las gráficas del parámetro MSC demuestran claramente que el algoritmo RLS trabaja mucho mejor que el LMS, debido a que presenta una menor correlación en la componente de 60 Hz y sus armónicos. Por lo anteriormente mencionado se concluye que el algoritmo RLS muestra un mejor desempeño para la cancelación del ruido de la red eléctrica y sus armónicos.

El análisis presentado se lo realizó de manera offline. Al momento de implementar el algoritmo RLS en la tarjeta STM32F407 para realizar un filtrado adaptativo de manera online, el algoritmo después de cierto tiempo era no convergente, es decir no disminuía el error cuadrático. Por tal motivo el algoritmo RLS fue desechado y se utilizó el algoritmo LMS, que a pesar de necesitar más iteraciones siempre encontraba la convergencia.

La última etapa del preprocesamiento de la señal EMG es eliminar todas las componentes de frecuencia que no contienen información y mantener las frecuencias que permitan realizar un análisis correcto de la señal.

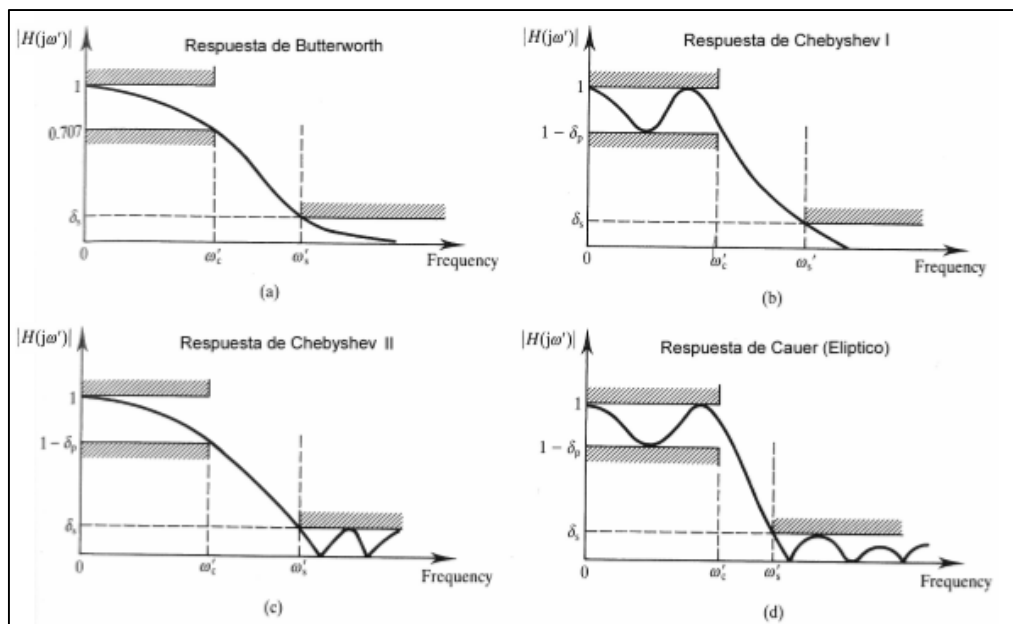
Todo equipo electrónico genera ruido eléctrico conocido como ruido inherente. Este ruido tiene componentes de frecuencia que van desde los 0 Hz hasta varios miles de Hz. Otro tipo de ruido presente en la señal EMG es conocido como artefactos de movimiento que se originan por dos razones: una por la interface entre la superficie de detección del electrodo y la piel, la otra por el movimiento del cable que conecta el electrodo al amplificador. Cuando el músculo se activa, la longitud del músculo disminuye, provocando que los electrodos y la piel se muevan uno con respecto al otro, de esta forma se genera algunos artefactos de movimiento. El rango de frecuencia de este ruido se encuentra de 0 a 20 Hz y posee una amplitud comparable a la amplitud de la señal EMG (Chowdhury, y otros, 2013) (De Luca C. , 2002).

La amplitud de la señal EMG es de naturaleza cuasialeatoria. Por esta naturaleza, la tasa de disparo de las unidades motoras que se encuentran en el rango de frecuencias entre 0 y 20 Hz se considera inestables. Por tal motivo estas componentes de frecuencia de la señal se las considera como ruido no deseado (Chowdhury, y otros, 2013) (De Luca C. , 2002).

La mayor componente de frecuencia de la señal EMG es de 500 Hz, por tal motivo, para adquirir información útil de la señal EMG se debe utilizar un ancho de banda entre 20 y 500 Hz (Merletti, 1999) (Stegeman & Hermens, 1999) (De Luca C. , 2002).

Existen dos tipos de filtros digitales que se clasifican por la respuesta al impulso. Los filtros FIR que son filtros de respuesta de impulso finita y los filtros IIR que tienen respuesta de impulso infinita. Para el filtrado digital de la señal EMG se utilizan filtros IIR porque emplean menos términos en sus ecuaciones y se ejecutan más rápido, a diferencia de los filtros FIR que requieren un gran número de coeficientes, por ende el costo computacional es mayor (Gómez, 2009).

Dependiendo de la respuesta del filtro en frecuencia, los filtros IIR se clasifican en: Butterworth, Chebyshev I, Chebyshev II y Elípticos. La Figura 41 muestra la respuesta en frecuencia de estos filtros.



**Figura 41 Respuesta en frecuencia de filtros IIR**  
(a) Butterworth, (b) Chebyshev I, (c) Chebyshev II, (d) Elíptico

Fuente: (Ifeachor & Jervis, 1993)

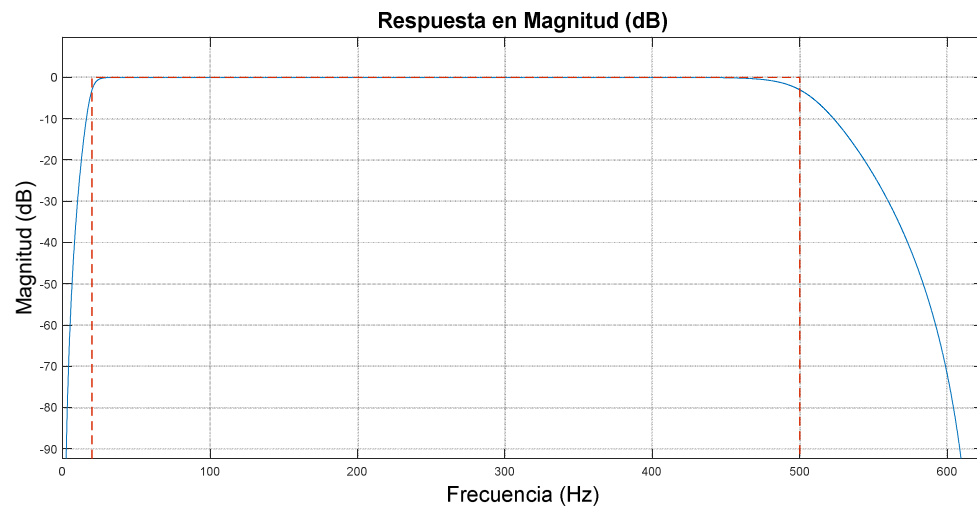
Para esta investigación el filtro Butterworth fue utilizado, debido a que no presenta variaciones en la banda de paso ni en la banda de parada. Presenta una respuesta suave para todas las frecuencias en la banda de paso, de esta forma la señal EMG no es distorsionada (ver Figura 41-a).

Para el diseño e implementación del filtro IIR tipo Butterworth se utilizó la herramienta FDA Tool de Simulink. Los parámetros de diseño de este filtro se presentan en la Tabla 3.

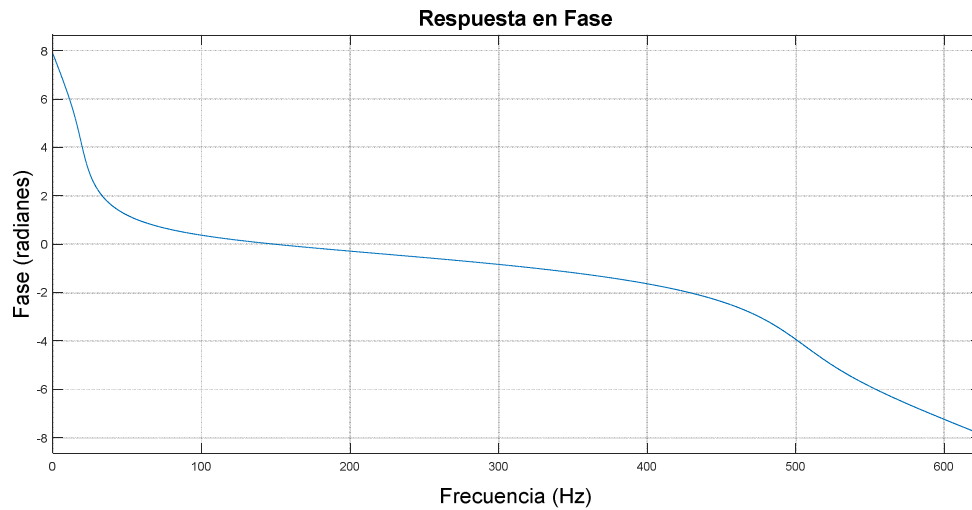
**Tabla 3**  
**Parámetros de diseño para filtro digital**

Característica	Valor
Método de diseño	IIR
Tipo de Respuesta	Pasa-banda
Orden del filtro	10
Frecuencia de muestreo	1250 Hz
Frecuencia de corte 1	20 Hz
Frecuencia de corte 2	500 Hz

La respuesta en magnitud del filtro se muestra en la Figura 42, donde se observa que para las frecuencias de corte del filtro que son 20 y 500 Hz, existe una atenuación de 3 dB. Para la respuesta en frecuencia del filtro que se presenta en la Figura 43 se observa un comportamiento no lineal, lo que introduce un desfase a la señal de salida. Esto es corregido aplicando un filtro doble pasada, el cual consiste en invertir la secuencia de números de la salida del filtro para volver a filtrarlos con el mismo filtro. En la ecuación (5) se presenta la función de transferencia del filtro diseñado.



**Figura 42** Respuesta en magnitud del filtro digital pasa-banda



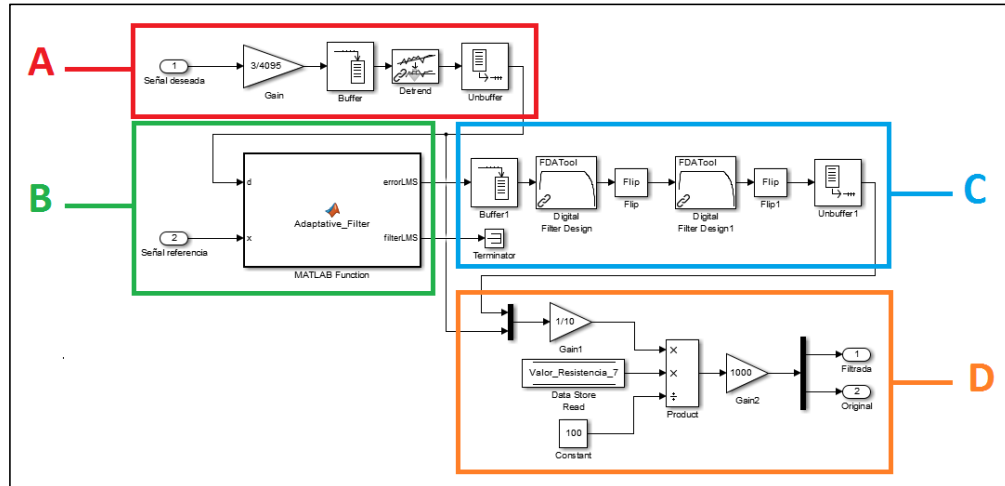
**Figura 43 Respuesta en fase del filtro digital pasa-banda**

$$H(s) = \frac{s^{10} - 5s^8 + 10s^6 - 10s^4 + 5s^2 - 1}{s^{10} - 1.717s^9 - 1.3s^8 + 2.564s^7 + 1.699s^6 - 2.194s^5 - 1.221s^4 + 0.9s^3 + 0.509s^2 - 0.1518s - 0.08838} \quad (5)$$

Todo el preprocesamiento de la señal EMG descrito fue realizado en Simulink y embebido en la tarjeta STM32F407, con el fin de realizar un preprocesamiento de manera online. El diagrama de bloques que engloba todo el preprocesamiento de la señal EMG se presenta en la Figura 44, donde se detallan las siguientes etapas:

- Etapa A: Transformación de los datos digitales adquiridos con el ADC a valores de voltaje utilizando la ecuación (6) y posteriormente se elimina el voltaje de offset que fue añadido por la etapa de amplificación final.
- Etapa B: Filtrado adaptativo, para lo cual se posee dos entradas que son la señal EMG con ruido y la señal de referencia que está relacionada con el ruido, la cual fue tomada desde el electrodo de referencia.
- Etapa C: Filtrado pasa banda de la señal en el rango de frecuencias entre 20 y 500 Hz. Se realiza un filtro doble pasada para compensar el desfase que introduce el filtro.
- Etapa D: Se eliminan las ganancias de las etapas de preamplificación y amplificación final, seguido de multiplicar por un factor de 1000 para tener la señal EMG original en una escala de mV.

$$\text{Tensión de entrada} = \frac{\text{Valor digital} * \text{Tensión de referencia}}{\text{Resolución}} \quad (6)$$



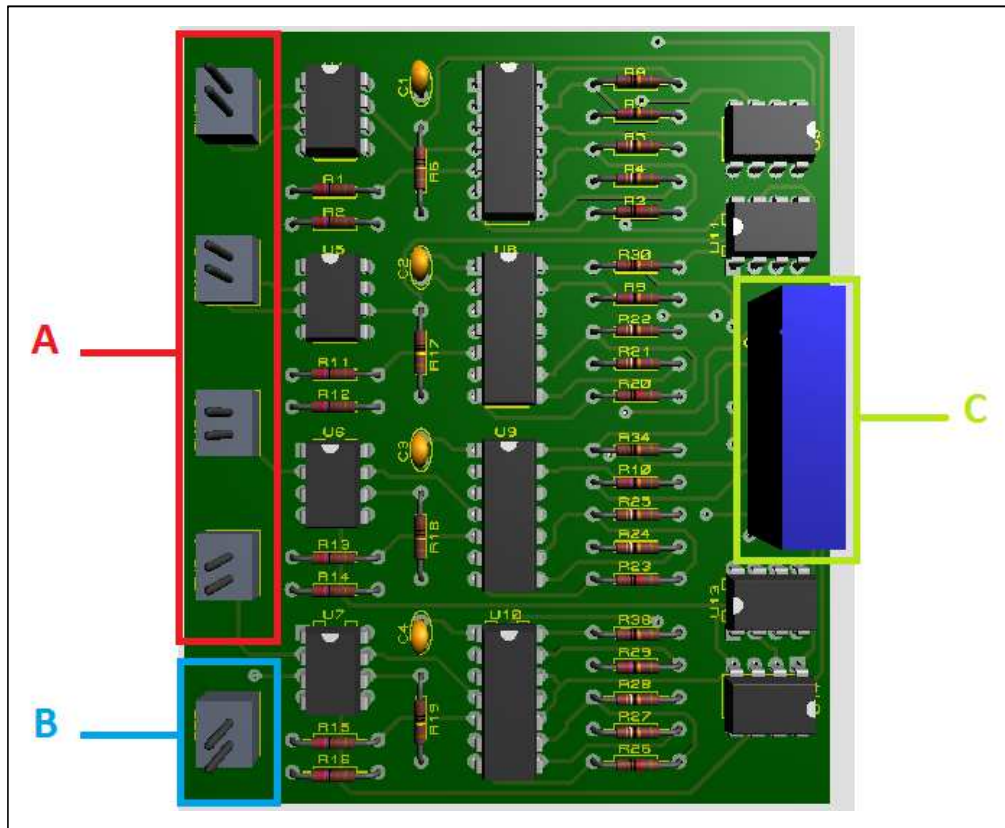
**Figura 44 Preprocesamiento de la señal EMG realizado en Simulink**

### 3.7. Hardware de adquisición para señales EMG

De acuerdo al diseño presentado en los apartados 3.4 y 3.5 se implementa el hardware de adquisición para 8 canales de EMG. Para reducir el espacio y tamaño del hardware se implementó 4 canales en una placa y los 4 restantes en otra. La Figura 45 presenta el hardware para adquirir 4 canales de EMG, el cual consta de las siguientes partes:

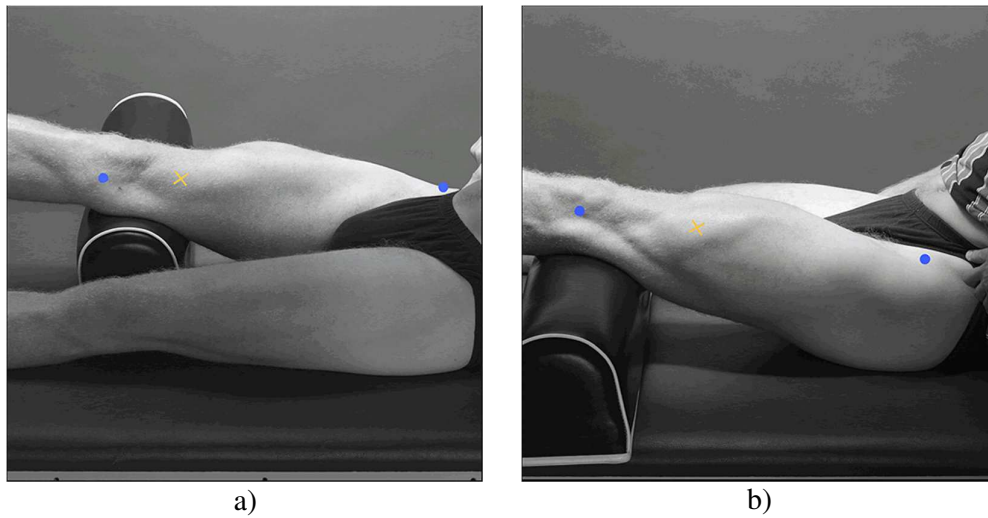
- Sección A: 4 conectores de 2 pines en el que van conectados los electrodos bipolares para cada canal.
- Sección B: Conector al que va ubicado el electrodo de referencia.
- Sección C: Conector IDC de 16 pines los cuales son distribuidos de la siguiente manera:
  - 4 pines que corresponden a las señales EMG de salida de cada canal que posteriormente son digitalizadas por el ADC de la tarjeta STM32F407.
  - 1 pin que representa al electrodo de referencia en el cual es adquirida la señal de ruido que sirve como referencia para el filtro adaptativo.

- 6 pines que sirven para la comunicación entre los 4 potenciómetros digitales y la tarjeta STM32F407 a través de la interface SPI.
- 4 pines para la fuente positiva y negativa con la que son alimentados los amplificadores operacionales.
- 1 pin adicional de tierra.



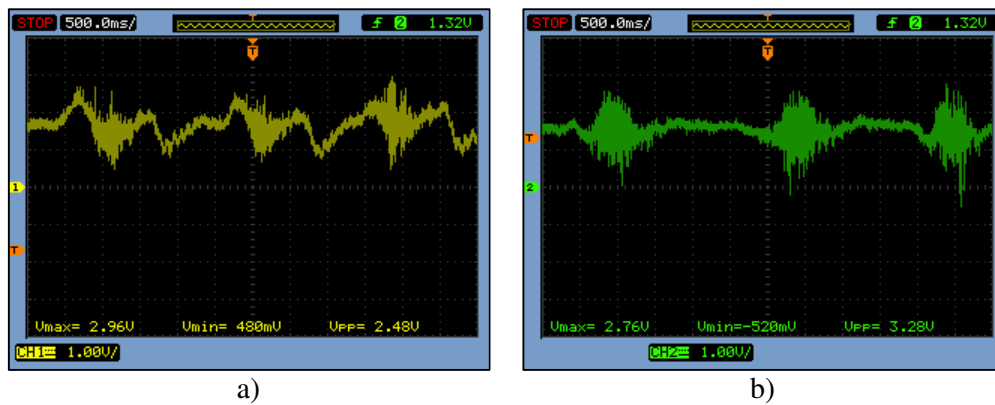
**Figura 45 Hardware implementado para la adquisición de 4 señales EMG**

Con la placa ya implementada se adquirieron varias señales de algunos músculos específicos de la pierna, con el fin de comprobar su funcionamiento. La Figura 47 muestra las señales EMG de los músculos vasto medial y vasto lateral (ver Figura 46) que fueron adquiridas con el hardware implementado y graficadas en un osciloscopio.



**Figura 46 Zonas de detección muscular para registro de señales EMG**  
 a) Músculo vasto medial, b) Músculo vasto lateral

Fuente: (SENIAM, 1996)



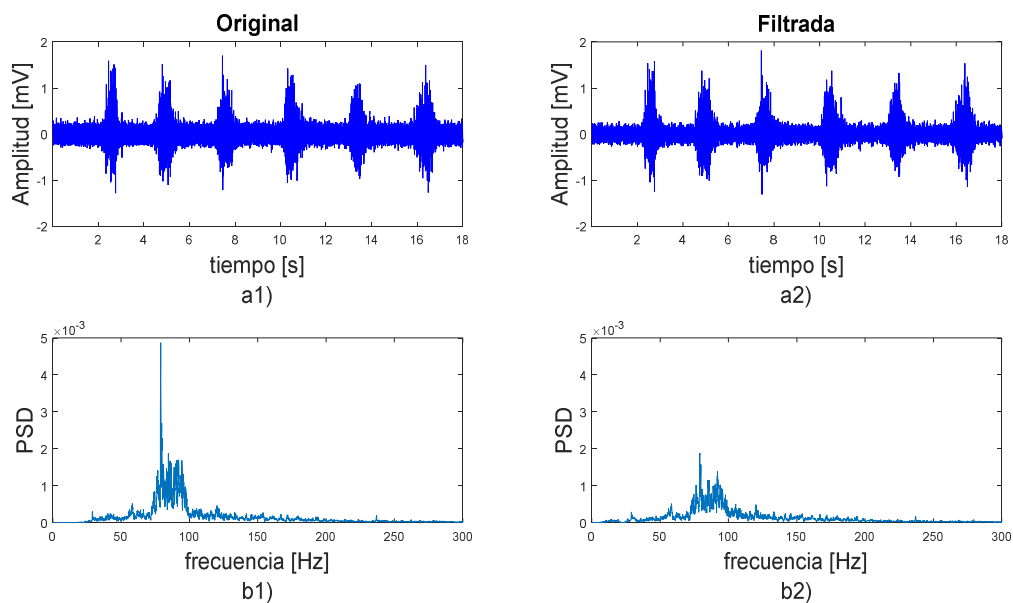
**Figura 47 Señales EMG adquiridas con hardware ya implementado**  
 a) Músculo vasto medial, b) Músculo vasto lateral

En la Figura 47 se puede apreciar claramente el ruido de baja frecuencia que producen los artefactos de movimiento, por tal motivo la línea base de la señal EMG no permanece en un valor constante. Adicional a esto, se puede observar la componente de continua que añade la etapa de amplificación final, por tanto, la señal EMG posee solo valores positivos.



En la Figura 48 se presenta las gráficas de una señal EMG original y preprocesada en el dominio del tiempo y frecuencia. La señal original en tiempo presenta 6 contracciones del músculo (ver Figura 48-a1); mientras que la señal preproceda presenta las mismas 6 contracciones, pero se puede distinguir claramente el punto de inicio y fin de la contracción (ver Figura 48-a2). Por tanto la relación señal/ruido (SNR) mejora al momento de preprocesar la señal EMG.

En el dominio de la frecuencia, la señal original presenta un pico de energía aproximadamente en 60 Hz debido al ruido que inserta la red eléctrica (Figura 48-b1); mientras que en la señal preprocesada la energía de 60 Hz se atenúa notoriamente gracias al filtro adaptativo. Adicional a esto, se observa que la mayor densidad de potencia de la señal EMG se encuentra entre 50 y 150 Hz (Figura 48-a2).



**Figura 48 Señal EMG original y filtrada en dominio del tiempo y frecuencia**

a1) EMG original en tiempo, a2) EMG preprocesada en tiempo

b1) EMG original en frecuencia, b2) EMG preprocesada en frecuencia

## CAPÍTULO IV

### INSTRUMENTACIÓN ELECTRÓNICA PARA SENSOR INERCIAL (IMU)

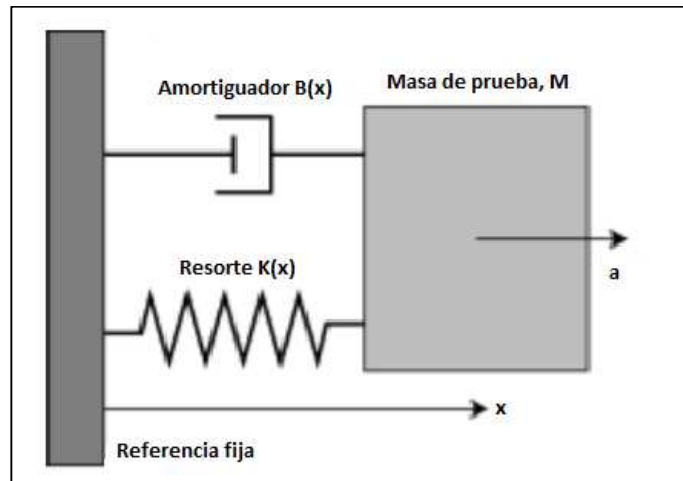
#### 4.1. Introducción

Los sistemas microelectromecánicos (MEMS) son utilizados para crear sistemas integrados que combinan componentes mecánicos y eléctricos, estos pueden variar en tamaño desde unos pocos micrómetros a milímetros. En una forma más general los MEMS consisten en microestructuras mecánicas, microsensores, microactuadores y microelectrónica, todos integrados en el mismo chip de silicio. Los microsensores detectan cambios en el entorno del sistema mediante la medición de información o fenómenos mecánicos, térmicos, magnéticos, químicos o electromagnéticos. La microelectrónica procesa esta información para poder indicar que reaccionen de alguna manera a los microactuadores.

Una Unidad de Medición Inercial (IMU) es un MEMS que combina la tecnología de 3 acelerómetros, 3 giroscopios y en los sistemas más avanzados también incluye 3 magnetómetros (Jonsdottir, 2014) . Los IMU se han convertido en una tecnología de sensores con un amplio campo de aplicación como por ejemplo en el área de la industria, la ergonomía, la biomecánica y la animación a la realidad virtual. Las razones principales del alto interés en los IMU son la facilidad de uso, su peso ligero y la portabilidad que otorga para cualquier tipo de aplicación.

Los acelerómetros son dispositivos utilizados para detectar la aceleración de un cuerpo rígido debido a las fuerzas que actúan sobre él. Para medir la aceleración en 3 ejes, se utiliza el mismo número de acelerómetros colocados de manera ortogonal (Oberlander, 2015). La mayoría de los acelerómetros MEMS se basan en la medición del desplazamiento de una masa de prueba como resultado de un cambio en la aceleración. La masa de prueba se fija a la plataforma del sensor mediante un sistema mecánico de amortiguación por resorte, que suele consistir en pequeñas vigas (ver

Figura 49). Estos utilizan la segunda ley de movimiento de Newton  $F = ma$  para calcular la aceleración.

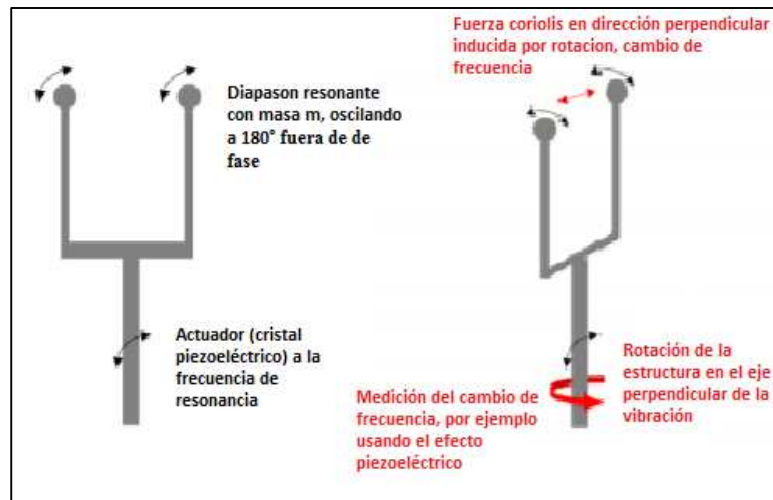


**Figura 49 Principio de funcionamiento del acelerómetro**

Fuente: (Graham, 2000)

Por otro lado, los giroscopios son dispositivos que miden el desplazamiento angular (giroscopios de desplazamiento) o la velocidad angular (giroscopios de velocidad). La mayoría de los giroscopios sólo miden a lo largo de un solo eje sensible, por tal razón se requiere una combinación de tres giroscopios montados ortogonalmente para detectar el movimiento angular tridimensional. La obtención de la posición angular de un objeto es a través de la integración de la velocidad angular medida por el giroscopio.

Los giroscopios MEMS se basan principalmente en estructuras resonantes (ver Figura 50), estas estructuras son masas de prueba o diapasones que se encuentran en constante movimiento para que se produzca el efecto coriolis, que es un fenómeno observado cuando un objeto se mueve con cierta velocidad en un marco de referencia en rotación. Para un observador en este marco de referencia, el objeto parece cambiar su trayectoria. La fuerza aparente sobre el objeto se llama fuerza de coriolis, y es proporcional a la velocidad de rotación del marco de referencia. Su dirección es perpendicular al sentido de rotación del marco de referencia y a la velocidad del objeto en movimiento.



**Figura 50 Estructura resonante de un giroscopio MEMS**

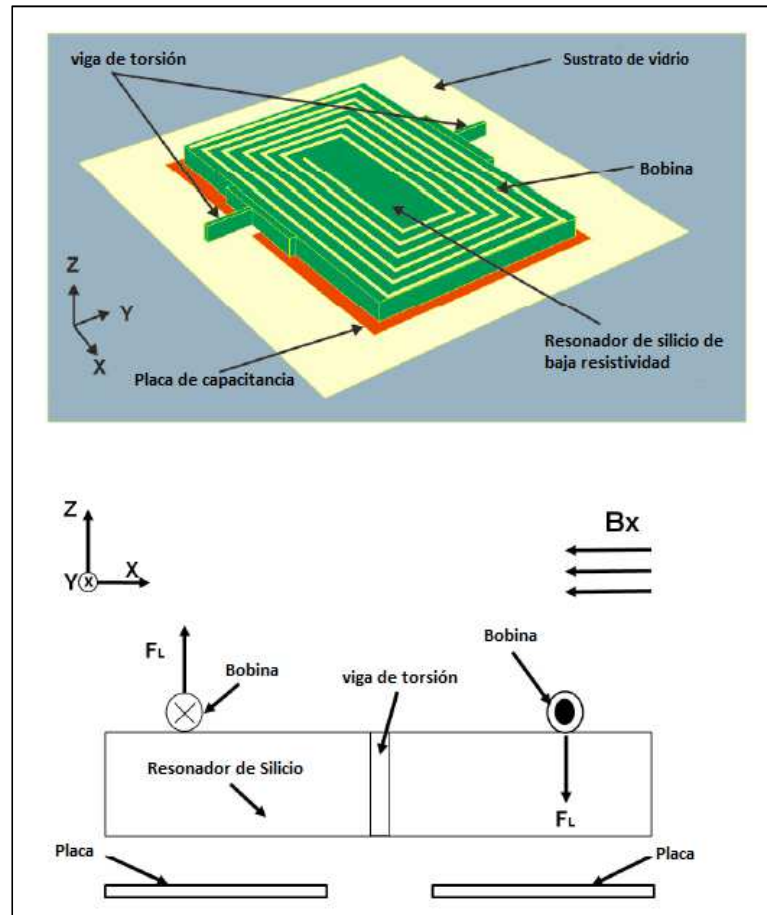
Fuente: (Renaut, 2013)

La idea básica de un magnetómetro es localizar el polo norte magnético de la tierra. El ejemplo más simple sería una brújula magnética, donde un elemento ferromagnético se alinea con el campo magnético de la tierra. Esto sucede porque un momento magnético ejercerá un par sobre un ferromagneto cuando se coloca dentro de un campo magnético. Puesto que la superficie de la tierra no es paralela a sus líneas magnéticas de fuerza, habrá un ángulo entre la aguja de una brújula alineada horizontalmente y las líneas de campo magnético. Este ángulo se denomina ángulo de inclinación y varía con la ubicación en la tierra.

El ángulo de inclinación magnética se puede medir por una brújula que gira en el plano vertical. Los magnetómetros MEMS utilizan una estructura de silicio de baja resistividad suspendida sobre un sustrato de vidrio por vigas de torsión. Por encima de la capa de silicio hay una bobina de excitación con múltiples vueltas. Por debajo de la estructura de silicio, se colocan dos placas de condensador directamente sobre el sustrato de vidrio. Cuando una corriente sinusoidal pasa a través de la bobina de excitación en presencia de un campo magnético paralelo al plano del sensor, la estructura de silicio vibrará alrededor del eje de las vigas de torsión. Esto se debe a la dirección opuesta de los vectores fuerza de Lorentz, que son perpendiculares a los vectores campo magnético y de la corriente, a cada lado de la bobina de excitación. El

movimiento ascendente y descendente de la estructura de silicio provocará un cambio en la capacitancia de los dos condensadores.

Una placa del condensador está formada por el resonador de silicio y la otra en la parte superior del sustrato de vidrio. El cambio en la capacitancia será proporcional al campo magnético.



**Figura 51 Estructura y principio de operación del magnetómetro MEMS**

Fuente: (Oberlander, 2015)

La empresa Bosch es la primera empresa en sacar al mercado el IMU BNO055 (ver Figura 52) que incluye algoritmos de fusión de sensores que combinan los datos de acelerómetro, giroscopio y magnetómetro para dar como resultado una salida estable de orientación en 3 ejes. Esta ventaja ahorra el tiempo de desarrollo para cualquier tipo de aplicación ya que, en lugar de trabajar en algoritmos complejos de

precisión, se puede obtener de manera directa a través de una comunicación I2C los datos requeridos como cuaterniones o ángulos de Euler.

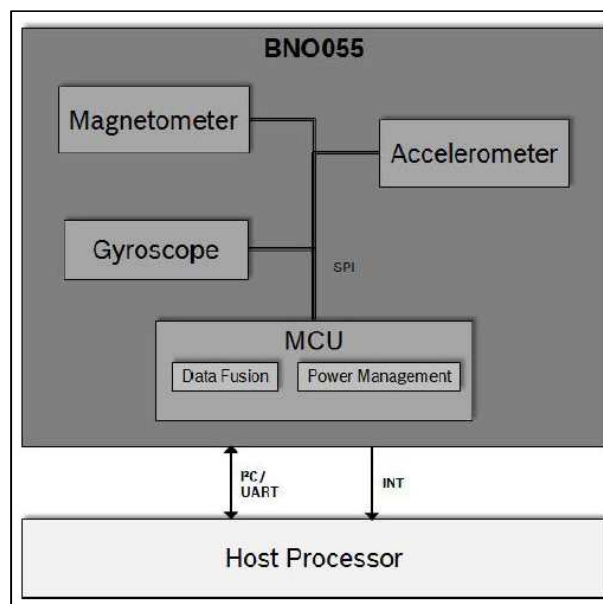


**Figura 52 BNO055**

Fuente: (Bosch Sensortec, 2014)

#### 4.2. Sensor BNO055

El BNO055 es un sistema que integra un acelerómetro triaxial de 14 bits, un giroscopio triaxial de 16 bits, un sensor geomagnético triaxial, un microcontrolador cortex M0 de 32 bits y un software de fusión de sensores. Adicionalmente para una integración óptima del sistema, el BNO055 está equipado con interfaces bidireccionales I2C y UART. En la Figura 53 se muestra los componentes básicos del sensor BNO055 y en la Tabla 4 se indica las especificaciones eléctricas para el funcionamiento correcto del mismo.



**Figura 53 Arquitectura del sistema**

Fuente: (Bosch Sensortec, 2014)

**Tabla 4**  
**Especificaciones eléctricas del sensor BNO055**

Condiciones de operación BNO055						
Parámetro	Símbolo	Condición	Min	Typ	Max	Unit
Voltaje de alimentación (sensores)	VDD	--	2.4	--	3.6	V
Voltaje de alimentación (uC)	VDDIO	--	1.7	--	3.6	V
Voltaje de entrada bajo nivel	VDDIO_VIL	VDDIO=1.7-2.7 VDDIO=2.7-3.6	--	--	0.25 0.3	VDDIO
Voltaje de entrada alto nivel	VDDIO_VIH	VDDIO=1.7-2.7 VDDIO=2.7-3.6	0.7 0.55	--	--	VDDIO
Voltaje de salida bajo nivel	VDDIO_VOL	VDDIO > 3V	--	0.1	0.2	VDDIO
Voltaje de salida alto nivel	VDDIO_VOH	VDDIO > 3V	0.9	0.8	--	VDDIO
Temperatura de funcionamiento	TA	--	-40	--	85	°C
Corriente de alimentación total en modo Normal	IDD+IDDIO	VDD=3V, VDDIO=2.5V	--	--	12.3	mA
Corriente de alimentación total en modo de bajo consumo	IDD_LPM	VDD=3V, VDDIO=2.5V	--	--	0.4	mA
Corriente de alimentación total en modo de suspensión	IDD_SUM	VDD=3V, VDDIO=2.5V	--	--	0.04	mA

Fuente: (Bosch Sensortec, 2014)

El sensor dispone de un reset de encendido (POR) que inicializa el mapa de registro con los valores por defecto y también se inicia en el modo CONFIG.

El BNO055 dispone de 3 modos de alimentación:

- Modo Normal: todos los sensores necesarios para el modo de operación seleccionado siempre están encendidos. El mapa de registro y los periféricos internos de la MCU están siempre operativos en este modo.
- Modo de bajo consumo: Si no se detecta ninguna actividad durante un tiempo establecido, el sensor entra en el modo de bajo consumo. En este modo sólo el acelerómetro está activo. Una vez que se detecta el movimiento el sistema se reactiva y se introduce el modo normal
- Modo de Suspensión: el sistema se pausa y todos los sensores y el microcontrolador se ponen en modo de reposo. Ningún valor en el mapa de registros se actualizará en este modo.

#### 4.2.1. Modos de Operación

El BNO055 proporciona una variedad de señales de salida, las cuales pueden ser elegidas por una selección adecuada del modo de operación. En la Tabla 5 se detalla los diferentes modos de operación con las correspondientes señales del sensor disponibles.

**Tabla 5**  
**Información general de los modos de operación**

Modos de Operación		Señal de sensor disponible			Fusión de datos	
		Accel	Mag	Gyro	Orientación relativa	Orientación absoluta
CONFIG MODE	CONFIGMODE	-	-	-	-	-
MODO SIN FUSION	ACCONLY	x	-	-	-	-
	MAGONLY	-	x	-	-	-
	GYROONLY	-	-	x	-	-
	ACCMAG	x	x	-	-	-
	ACCGYRO	x	-	x	-	-
	MAGGYRO	-	x	x	-	-
	AMG	x	x	x	-	-

Continua 



MODO FUSION	IMU	x	-	x	x	-
	COMPASS	x	x	-	-	x
	M4G	x	x		x	
	NDOF_FMC_OFF	x	x	x	-	x
	NDOF	x	x	x	-	x

Fuente: (Bosch Sensortec, 2014)

El modo de operación por defecto después de encender el sensor es CONFIGMODE y cuando se cambia a otro modo de operación, los sensores que son necesarios en ese modo en particular son activados, mientras que los sensores cuyas señales no son necesarias son configurados en modo de suspensión. En la Tabla 6 se muestran los valores por defecto que establece el BNO055 para cada uno de los sensores. Esta configuración se puede sobrescribir en el mapa de registro a través del registro CONFIG MODE.

**Tabla 6**  
**Configuración predeterminada del sensor**

Sensor	Rango	Ancho de banda
Acelerómetro	4G	62.5 Hz
Magnetómetro	NA	10 Hz
Giroscopio	2000 Dps	32 Hz

Fuente: (Bosch Sensortec, 2014)

El modo de operación se selecciona escribiendo en el registro OPR\_MODE, los valores de los registros correspondientes a cada modo de operación se muestran en la Tabla 7 y en la Tabla 8 se muestra el tiempo necesario para cambiar entre CONFIGMODE y los otros modos de operación.

**Tabla 7**  
**Selección de los modos de operación**

Parámetro	Valor	Registro de dirección	Valor registro
CONFIG MODE	CONFIGMODE	[OPR_MODE]	xxxx0000b
MODO SIN FUSION	ACONLY	[OPR_MODE]	xxxx0001b
	MAGONLY	[OPR_MODE]	xxxx0010b
	GYROONLY	[OPR_MODE]	xxxx0011b
	ACCMAG	[OPR_MODE]	xxxx0100b
	ACCGYRO	[OPR_MODE]	xxxx0101b
	MAGGYRO	[OPR_MODE]	xxxx0110b
	AMG	[OPR_MODE]	xxxx0111b
MODO FUSION	IMU	[OPR_MODE]	xxxx1000b
	COMPASS	[OPR_MODE]	xxxx1001b
	M4G	[OPR_MODE]	xxxx1010b
	NDOF_FMC_OFF	[OPR_MODE]	xxxx1011b
	NDOF	[OPR_MODE]	xxxx1100b

Fuente: (Bosch Sensortec, 2014)

**Tabla 8**  
**Tiempo de conmutación para cambiar entre modos de operación**

Desde	A	Tiempo de conmutación
CONFIGMODE	Cualquier modo de operación	7 ms
Cualquier modo de operación	CONFIGMODE	19 ms

Fuente: (Bosch Sensortec, 2014)

#### 4.2.1.1. Config Mode

Este modo es usado para configurar el BNO055, donde todos los datos de salida son reestablecidos a cero y la fusión de sensores se detiene. Este es el único modo en el cual todo el mapa de registros en los que se puede escribir se puede modificar. Este es el modo de operación por defecto después de encender el dispositivo o reiniciarlo. Cualquier otro modo debe elegirse para que sea capaz de leer los datos del sensor.

#### 4.2.1.2. Modo sin fusión

- ACCONLY: en este modo, el BNO055 únicamente permite acceder a los datos crudos del acelerómetro y el magnetómetro y giroscopio se suspenden para disminuir la potencia de consumo.
- MAGONLY: en este modo, el BNO055 se comporta como un magnetómetro autónomo y los otros 2 sensores, acelerómetro y giroscopio se suspenden.
- GYROONLY: en el modo de GYROONLY, el BNO055 se comporta únicamente como un giroscopio independiente.
- ACCMAG: el acelerómetro y magnetómetro están activados y se puede leer los datos de estos dos sensores.
- ACCGYRO: tanto el acelerómetro como el giroscopio se encienden y se puede leer los datos de estos dos sensores.
- MAGGYRO: el magnetómetro y giroscopio están encendidos y se puede leer los datos de estos dos sensores.
- AMG (ACC-MAG-GYRO): en este modo los tres sensores están activados.

#### 4.2.1.3. Modo fusión

El modo de fusión de sensores está diseñado para calcular medidas que describen la orientación del BNO055 en el espacio, a partir de la fusión de datos de cada uno de los sensores que lo componen. Se puede diferenciar dos tipos orientación: la relativa y

la absoluta. La orientación absoluta significa que la orientación del sensor va hacer respecto a la tierra y su campo magnético, es decir se calcula la dirección del polo norte magnético. En cambio, en la orientación relativa, la dirección (ángulo heading/yaw) del sensor varía dependiendo de la forma en que el sensor se coloca inicialmente. En todos los modos de fusión se proporciona la orientación del sensor como datos de cuaterniones o ángulos de Euler (roll, pitch and yaw).

- IMU: En este modo la orientación relativa del BNO055 en el espacio se calcula a partir de los datos del acelerómetro y el giroscopio.
- COMPASS: El modo COMPASS tiene por objeto medir el campo magnético de la tierra y calcular la dirección geográfica.
- M4G: El modo M4G es similar al modo de IMU, pero en lugar de utilizar la señal de giroscopio para detectar la rotación, se utiliza la orientación del magnetómetro, este tiene menor consumo de energía que el giroscopio y lo único que se debe tener en cuenta es que la precisión de la medición depende de la estabilidad del campo magnético circundante.
- NDOF\_FMC\_OFF: Este modo de fusión es igual que el modo DOF, pero con la calibración rápida del magnetómetro apagada.
- NDOF: Este es un modo de fusión con 9 grados de libertad, donde los datos de orientación absoluta se calculan a partir del acelerómetro, giroscopio y el magnetómetro. Las ventajas de la combinación de los tres sensores son un cálculo rápido, una alta velocidad de datos de salida, y una alta robustez de las distorsiones del campo magnético. Adicionalmente en este modo la calibración rápida del magnetómetro está encendido proporcionando mayor precisión de los datos de salida.

#### **4.2.2. Salida de datos del sensor**

Dependiendo del modo de operación seleccionado, el dispositivo emitirá datos no calibrados de cada sensor en el modo sin fusión y datos calibrados de cada sensor en el modo fusión.

Las unidades de medida para las distintas salidas de datos, independiente del modo de operación, se pueden configurar escribiendo en el registro UNIT\_SEL. Las unidades disponibles se describen en la Tabla 9.

**Tabla 9**  
**Unidades de medida de cada dato disponible del sensor**

Datos	Unidades	Registro de direcciones	Valor de registro
Aceleración, aceleración lineal, Vector gravedad	m/s <sup>2</sup>	[UNIT_SEL]	xxxxxxx0b
	mg	[UNIT_SEL]	xxxxxxx1b
Intensidad de campo magnético	Micro Tesla	NA	NA
Velocidad angular	Dps	[UNIT_SEL]	xxxxxx0xb
	Rps	[UNIT_SEL]	xxxxxx1xb
Ángulos de Euler	Degrees	[UNIT_SEL]	xxxxx0xxb
	Radians	[UNIT_SEL]	xxxxx1xxb

Fuente: (Bosch Sensortec, 2014)

El formato de los datos de salida se basa en la convención con respecto a los ángulos de rotación roll, pitch y yaw que se muestra en la Tabla 10.

**Tabla 10**  
**Convención de los ángulos de rotación**

Ángulos de rotación	Rango	Observación
Pitch	-180° a +180°	Girando en sentido horario disminuye los valores
Roll	-90° a +90°	Aumenta con la inclinación creciente
Heading/Yaw	0° a 360°	Girando en sentido horario aumenta los valores

Fuente: (Bosch Sensortec, 2014)

#### 4.2.2.1. Orientación (Ángulos de Euler)

Los datos de orientación sólo están disponibles en modos de operación de fusión. Para la salida de estos datos el algoritmo de fusión embebido de fábrica compensa el offset e inclinación para cada ángulo de Euler. Los datos de salida pueden ser leídos en los registros EUL<dof>\_LSB y EUL\_<dof>\_MSB. En la Tabla 11 y Tabla 12 se muestra el tipo de dato y la representación de la unidad para el formato de ángulo Euler respectivamente.

**Tabla 11**  
**Tipo de dato para los ángulos de rotación**

Parámetro	Tipo de dato	Bytes
EUL_Heading	Signed	2
EUL_Roll	Signed	2
EUL_Pitch	Signed	2

Fuente: (Bosch Sensortec, 2014)

**Tabla 12**  
**Representación de la unidad para el ángulo de Euler**

Unidad	Representación
Grados	1 grado = 16 LSB
Radianes	1 radian = 900 LSB

Fuente: (Bosch Sensortec, 2014)

#### 4.3. Configuración del sensor

Para poder configurar el sensor en uno de los modos de operación disponible, primero es necesario conocer cómo funciona el protocolo de comunicación I<sup>2</sup>C y la dirección que tiene el sensor. De forma predeterminada la dirección I<sup>2</sup>C del dispositivo BNO055 es 0101001b (0x29) y la dirección alternativa es 0101000b (0x28).

La selección entre la dirección I<sup>2</sup>C primaria y la alternativa se la hace a través del pin de entrada COM3 (ver Tabla 13).

**Tabla 13**  
**Selección de la dirección del I<sup>2</sup>C**

<b>Configuración</b>	<b>Estado de</b>	<b>Dirección</b>
<b>I<sup>2</sup>C</b>	<b>COM3</b>	<b>I<sup>2</sup>C</b>
Esclavo	HIGH	0X29
Esclavo	LOW	0X28

Fuente: (Bosch Sensortec, 2014)

El bus I<sup>2</sup>C utiliza las líneas de señal SCL (señal de reloj) y SDA (entrada y salida de datos en serie) para poder establecer la comunicación entre el maestro y el esclavo. Esta comunicación tiene 3 etapas: START, STOP y ACK

**START:** La transmisión de datos en el bus I<sup>2</sup>C comienza con una transición de alto a bajo en la línea SDA, mientras que SCL se mantiene en alto (condición de inicio (S) indicada por el maestro del bus I<sup>2</sup>C). Una vez que esta señal es enviada por el maestro el bus se considera ocupado.

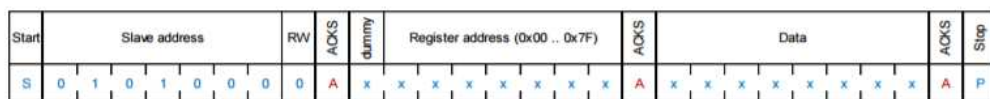
**STOP:** Cada transferencia de datos debe terminar por una señal Stop (P) generada por el maestro. La condición STOP es una transición de bajo a alto en la línea SDA, mientras que SCL se mantiene en alto.

**ACK:** Cada byte de datos transferidos debe ser reconocido. Se indica mediante un bit de confirmación enviado por el receptor. El transmisor debe liberar la línea SDA durante el pulso de acuse de recibo mientras que el receptor debe poner a nivel bajo la línea SDA para que permanezca estable en ese nivel durante el período de nivel alto del ciclo de acuse de recibo.

Dentro del protocolo de comunicación I<sup>2</sup>C se tiene las operaciones de escritura y lectura para poder acceder desde el dispositivo maestro al dispositivo esclavo. En el desarrollo del proyecto el dispositivo maestro es la tarjeta de desarrollo STM32F4 y el

dispositivo esclavo es el sensor BNO055. Para modificar los registros del BNO055 y configurar en algún modo específico de funcionamiento se utiliza la operación de escritura y para poder obtener los datos de salida que puede proporcionar se utiliza la operación de lectura.

La escritura I<sup>2</sup>C se puede utilizar para escribir un byte de datos en una secuencia. La secuencia comienza con la condición de inicio generada por el maestro, seguida por una dirección esclava de 7 bits y un bit de escritura ( $RW = 0$ ). El esclavo envía un bit de confirmación ( $ACK = 0$ ) y libera el bus. Entonces el maestro envía la dirección del registro de un byte. El esclavo reconoce de nuevo la transmisión y espera los 8 bits de datos que se escribirán en la dirección de registro especificada. Después de que el esclavo reconoce el byte de datos, el maestro genera una señal de parada y termina el protocolo de escritura. En la Figura 54 se puede observar un ejemplo de la escritura I<sup>2</sup>C en el que la dirección del esclavo es 0101000b (0x28).



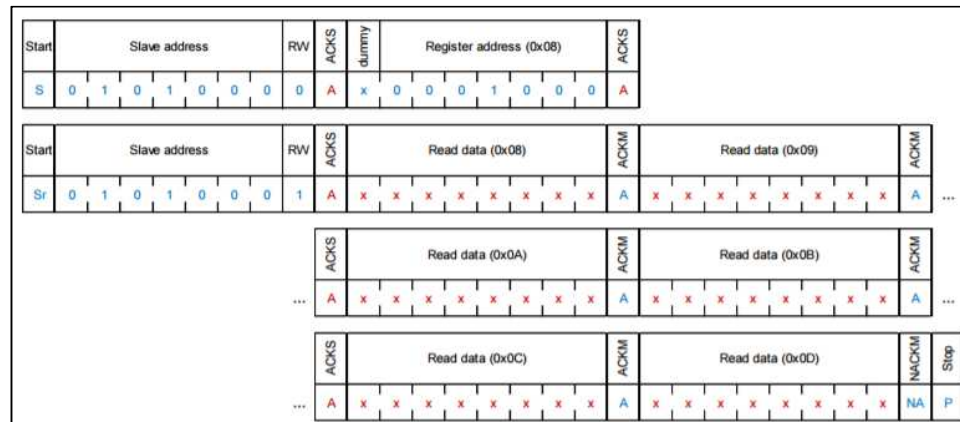
**Figura 54 Escritura I<sup>2</sup>C**

Fuente: (Bosch Sensortec, 2014)

Por otro lado, la lectura I<sup>2</sup>C también se puede utilizar para leer uno o varios bytes de datos en una secuencia. Una secuencia de lectura consiste en una fase de escritura I<sup>2</sup>C de un byte seguida por la fase de lectura I<sup>2</sup>C. La fase de escritura I<sup>2</sup>C se dirige al esclavo y envía la dirección del registro a leer. Después de que el esclavo reconoce la transmisión, el maestro genera de nuevo una condición de inicio y envía la dirección del esclavo junto con un bit de lectura ( $RW = 1$ ). Adicionalmente, el maestro libera el bus y espera a que los bytes de datos se lean desde el esclavo. Después de cada byte de datos, el maestro debe generar un bit de confirmación ( $ACK = 0$ ) para permitir una transferencia de datos adicional. Un NACKM ( $ACK = 1$ ) del maestro detiene los datos que se están transfiriendo desde el esclavo. El esclavo libera el bus para que el maestro pueda generar una condición STOP y terminar la transmisión.



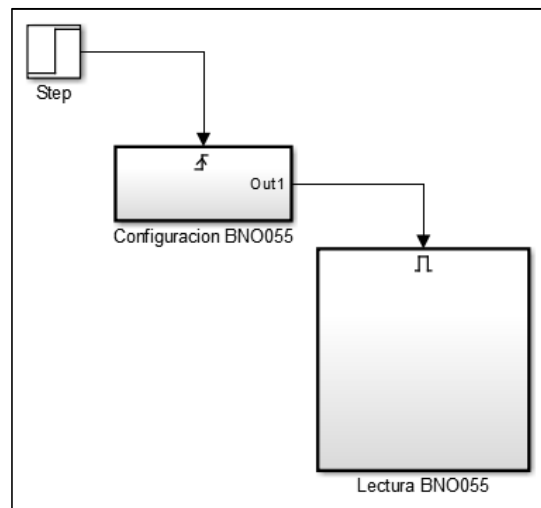
La dirección del registro se incrementa automáticamente y, por lo tanto, se puede leer secuencialmente más de un byte. Una vez que se inicia una transmisión de datos de lectura nueva, la dirección de inicio se establecerá en la dirección de registro especificada en el último comando de escritura I<sup>2</sup>C. En la Figura 55 se puede observar un ejemplo de múltiple lectura I<sup>2</sup>C.



**Figura 55 Lectura I<sup>2</sup>C**

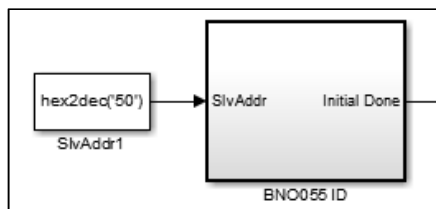
Fuente: (Bosch Sensortec, 2014)

La programación del sensor se realizó a través del entorno de programación visual simulink de Matlab y de manera general consta de dos bloques principales: el de configuración y el de lectura de datos del sensor (ver Figura 56). El bloque de configuración se ejecuta una única vez y cuando terminado, dará un pulso de habilitación al bloque de lectura para que se ejecute de manera infinita.

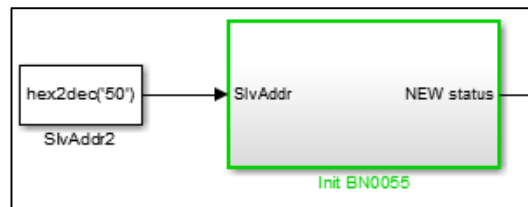


**Figura 56 Esquema general de la programación del BNO055**

En el bloque de configuración se encuentran los bloques de verificación de ID y de inicialización del sensor (ver Figura 57 y Figura 58). La dirección del esclavo se estableció con la dirección alternativa 0101000b (0x28) y la adición del bit de escritura RW=0 resultando en 0x50, esta dirección es la que permitirá comunicarse correctamente y modificar los registros necesarios para establecer el modo de operación NDOF. Este modo de operación fusiona los datos del acelerómetro, giroscopio y magnetómetro para calcular la orientación absoluta y así entregar de manera directa los ángulos de Euler.

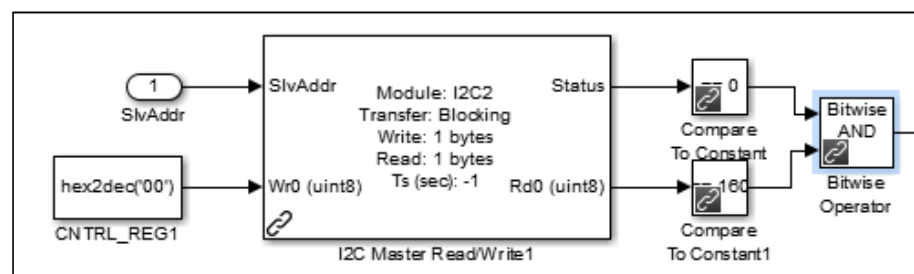


**Figura 57** Bloque de verificación de ID



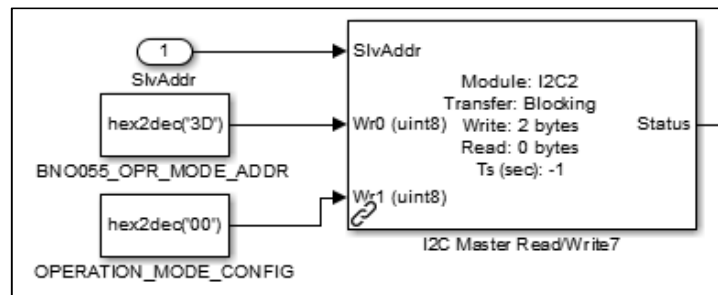
**Figura 58** Bloque de inicialización del BNO055

Dentro del bloque de verificación del ID del sensor, se realiza la lectura del registro CNTRL\_REG1 y se compara con el valor de 160, que es el valor por defecto que tiene ese registro, para confirmar que se está accediendo al sensor correcto.

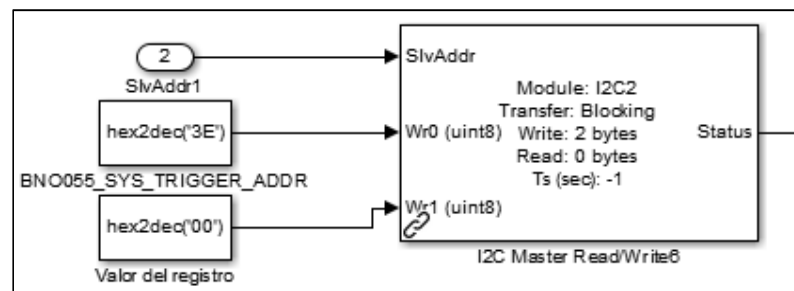


**Figura 59** Bloque de escritura para el registro del ID

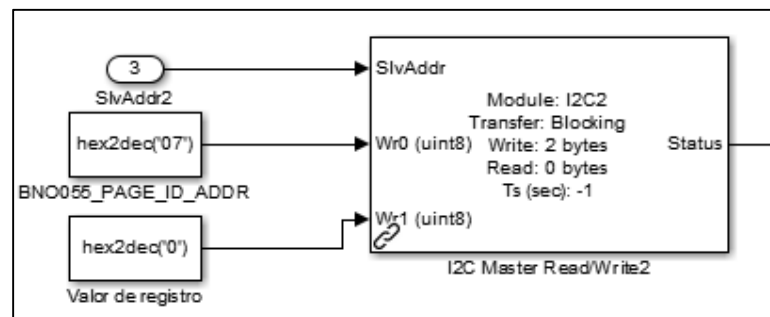
Dentro del bloque de inicialización se realiza la configuración de los siguientes registros: en el registro OPR\_MODE se escribe el valor de 0 para iniciar el modo Config, en el registro SYS\_TRIGGER se escribe el valor 0 para establecer la alimentación en modo normal, en el registro PAGE\_ID se escribe el valor de 0 para direccionar al mapa de registro que contiene la configuración específica del sensor y en el registro OPR\_MODE se escribe el valor C para seleccionar el modo NDOF.



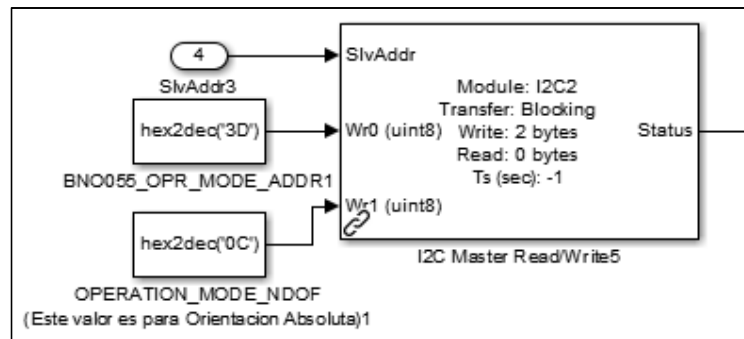
**Figura 60** Bloque para la selección del modo de operación: Modo Config



**Figura 61** Bloque para la selección de alimentación: Modo normal



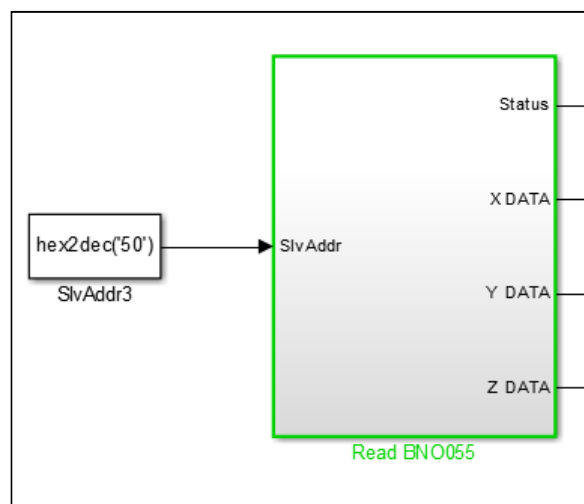
**Figura 62** Bloque para la selección de la página 0 del mapa de registro



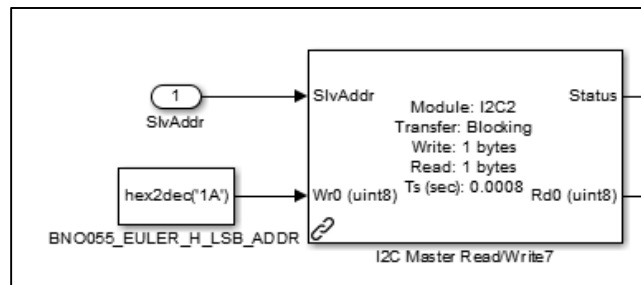
**Figura 63 Bloque para la selección del modo de operación: Modo NDOF**

#### 4.4. Adquisición de los datos

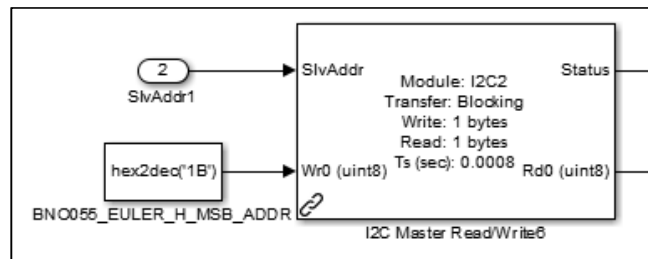
Dentro del bloque de lectura se encuentra el bloque que accede a los registros de los 3 ángulos de Euler (ver Figura 64). Cada ángulo de Euler roll, pitch y yaw/heading está dividido en 2 registros de 8 bits, un registro son los 8 bits MSB y el otro son los 8 bits LSB, por tal razón se accede a cada registro para extraer el dato y posteriormente formar un solo dato de 16 bits que contiene el valor del ángulo. En la Figura 65 y Figura 66 se puede observar la lectura de los 8 bits MSB y LSB en el registro EUL\_Heading\_MSB y EUL\_Heading\_LSB que corresponden al ángulo heading. El tipo de dato en el que se almacena la lectura de estos registros es uint8, esto se debe a que los datos de los registros se encuentran en formato complemento a 2.



**Figura 64 Bloque de lectura de los ángulos de Euler**

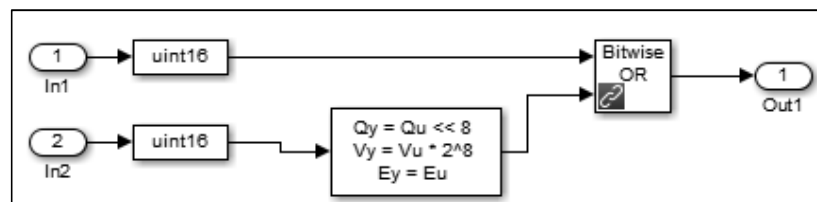


**Figura 65 Lectura de los 8 bits LSB de uno de los ángulos de Euler**



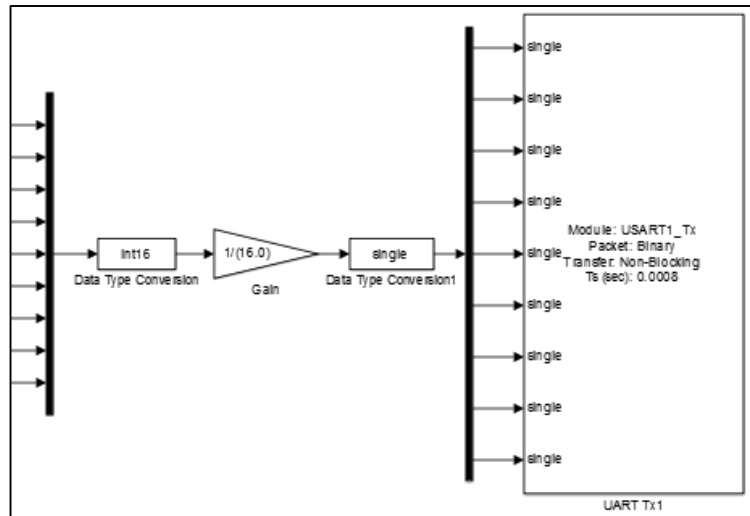
**Figura 66 Lectura de los 8 bits MSB de uno de los ángulos de Euler**

Una vez realizada la lectura de los registros respectivos de los ángulos de Euler se realiza una conversión de datos de 8 a 16 bits y se unen de manera ordenada los 8 bits MSB con los 8 bits LSB de cada uno de los ángulos de Euler. En la Figura 67 se observa la conversión que se hace a un dato de 16 bits y el desplazamiento de los 8 bits MSB para tener el dato del ángulo de manera correcta.



**Figura 67 Bloque de conversión a dato de 16 bits**

Finalmente, una vez que ya se formó de manera correcta cada uno de los ángulos de Euler se los acondiciona para el posterior envío de los mismos a través de una comunicación serial a la tarjeta de control principal. Este acondicionamiento consiste en la conversión a dato de tipo entero de 16 bits con signo y la multiplicación por la ganancia de valor 1/16, así se obtendrá el valor en grados de cada ángulo (ver Figura 68).



**Figura 68 Bloque de envío de los datos obtenidos**

#### 4.5. Calibración

El software de fusión del BNO055 incluye un algoritmo de calibración automática para los tres sensores, acelerómetro, giroscopio y magnetómetro, el cual permite eliminar los offsets de cada eje.

Para poder eliminar los offsets y que la calibración automática tuviera lugar se debe asegurar algunos pasos previos y tomar algunas consideraciones respecto a cada sensor. Dentro de las consideraciones se puede mencionar que el acelerómetro y el giroscopio son relativamente menos susceptibles a perturbaciones externas, por lo que el offset es despreciable. Mientras que el magnetómetro es susceptible al campo magnético externo y por lo tanto para asegurar la exactitud correcta de la dirección o rumbo se debe realizar una calibración manual.

Dependiendo de los sensores que se hayan seleccionado, los siguientes pasos deben ser realizados después de cada reset de encendido para calibrar correctamente el dispositivo.

Para la calibración del acelerómetro

- Coloque el dispositivo en 6 diferentes posiciones estables durante un período de pocos segundos para permitir que el acelerómetro se calibre.
- Asegúrese de que hay movimiento lento entre 2 posiciones estables
- Las 6 posiciones estables podrían estar en cualquier dirección, pero asegúrese de que el dispositivo se encuentre al menos una vez perpendicular al eje “x”, “y” y “z”.
- El registro CALIB\_STAT puede leerse para ver el estado de calibración del acelerómetro.

Para la calibración del giroscopio

- Coloque el dispositivo en una sola posición estable durante un período de pocos segundos para permitir que el giroscopio se calibre.
- El registro CALIB\_STAT se puede leer para ver el estado de calibración del giroscopio.

Para la calibración Magnetómetro: El magnetómetro en general es susceptible a las distorsiones tanto de hierro duro como de hierro blando, pero en la mayoría de los casos se debe al primero por tal razón los pasos que se mencionan a continuación son para calibrar el magnetómetro para las distorsiones de hierro duro.

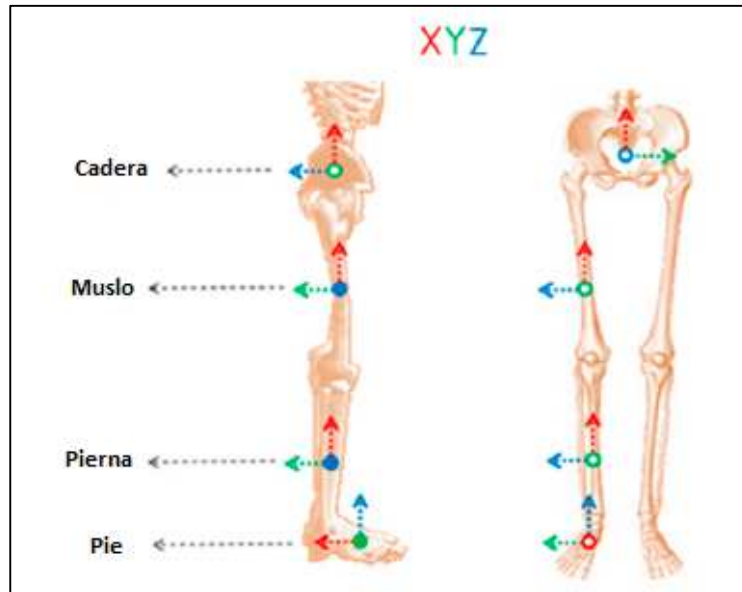
Compass, M4G, NDOF y NDOF\_FMC\_OFF:

- Haga algunos movimientos al azar (por ejemplo: escribiendo el número '8' en el aire) hasta que el registro CALIB\_STAT indique que está completamente calibrado.

#### **4.6. Colocación del sensor**

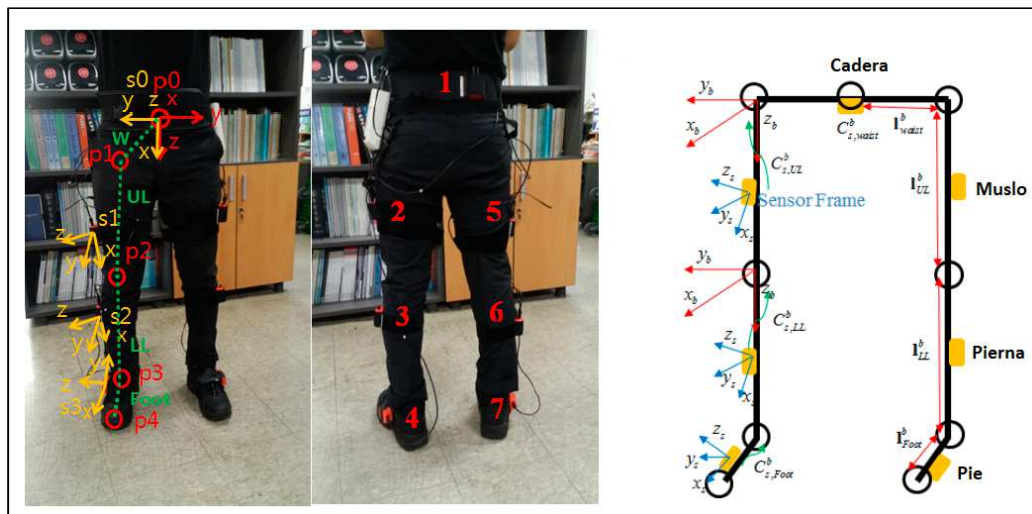
La disposición de los sensores inerciales se la realizo según lo establecido en (Vargas, Elias, Rocon, Bastos, & Frizzera, 2016) y (Lee, Ju, Song, & Park, 2015), en los cuales se recomienda que la colocación de los IMU debe estar alineado a los

segmentos corporales de interés. En la Figura 69 y Figura 70 se puede observar los puntos de colocación para los segmentos corporales de la extremidad inferior.



**Figura 69** Marco de referencia técnico-anatómico con la ubicación de los sensores

Fuente: (Vargas, Elias, Rocon, Bastos, & Frizera, 2016)



**Figura 70** Ubicación de los sensores

Fuente: (Lee, Ju, Song, & Park, 2015)



En el desarrollo del dispositivo se utilizaron 3 sensores BNO055, cada uno medirá el ángulo absoluto de los segmentos corporales: muslo, pierna, cadera. Estos segmentos intervienen en el movimiento de las extremidades inferiores del cuerpo por tal razón se los eligió para obtener su posición angular.

Para la colocación de los sensores inerciales se utilizó una tobillera, una rodillera y una licra deportiva para fijar los sensores y tener el mismo punto de referencia para todos los sujetos y además facilitar la alineación con los segmentos corporales pierna, muslo y cadera respectivamente. Los 3 IMUs se ubicaron tomando como referencia el eje z de tal manera que los ángulos de flexión de las articulaciones coincidan con este eje. En la Figura 71, Figura 72 y Figura 73 se muestra la colocación de los IMU en la tobillera, rodillera y licra.



**Figura 71 Colocación del IMU en la tobillera**



**Figura 72 Colocación del IMU en la rodillera**



**Figura 73 Colocación del IMU en la licra**

La Figura 74 presenta la colocación de la licra, rodillera y tobillera sobre la persona. Los sensores inerciales correspondientes a cada articulación se encuentran indicados con color rojo.



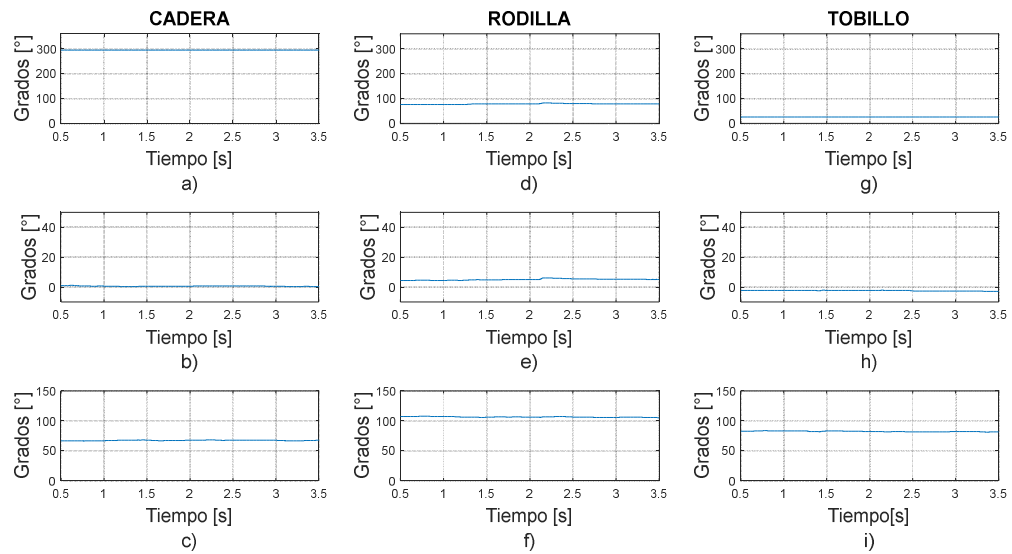
**Figura 74 Posición de IMUs sobre articulaciones**

a) Vista posterior, b) Vista anterior

La Figura 75 presenta la posición de la persona antes de iniciar el ejercicio; mientras que la Figura 76 presenta los valores de los ángulos en cada eje de las articulaciones con la persona en la posición antes indicada.



**Figura 75 Persona en posición parada**



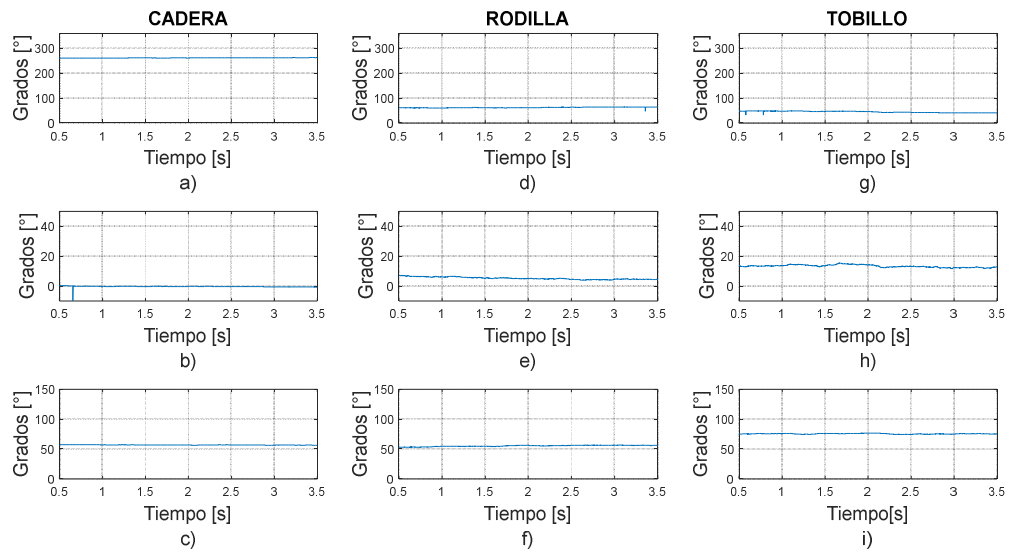
**Figura 76 Ángulos de flexión de persona en posición parada**

a) Cadera eje X, b) Cadera eje Y, c) Cadera eje Z, d) Rodilla eje X, e) Rodilla eje Y, f) Rodilla eje Z, g) Tobillo eje X, h) Tobillo eje Y, i) Tobillo eje Z

La persona en posición de semisentadilla se muestra en la Figura 77, mientras que los ángulos de flexión de cadera, rodilla y tobillo para cada eje se presentan en la Figura 78.



**Figura 77 Persona en posición de semisentadilla**



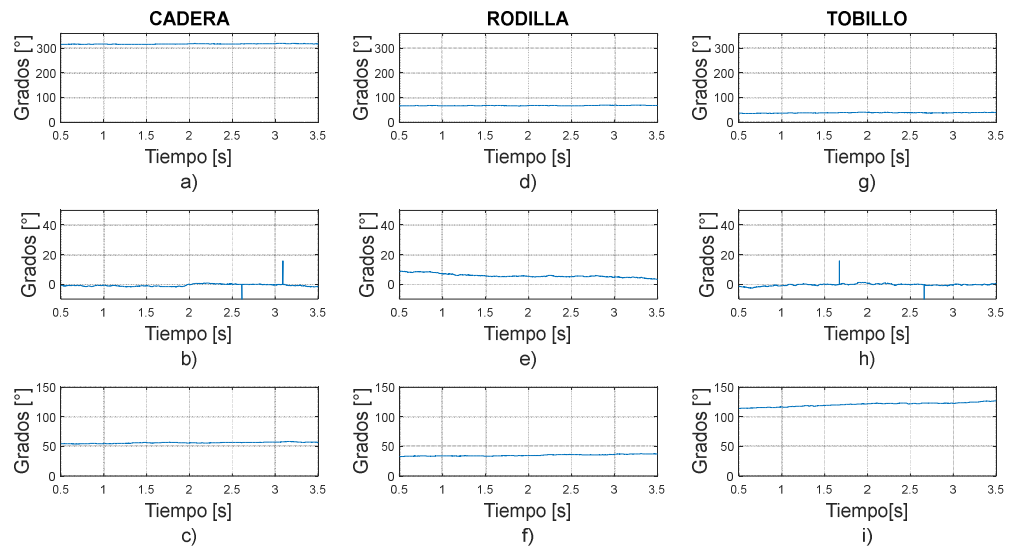
**Figura 78 Ángulos de flexión de persona en posición semisentadilla**

a) Cadera eje X, b) Cadera eje Y, c) Cadera eje Z, d) Rodilla eje X, e) Rodilla eje Y, f) Rodilla eje Z, g) Tobillo eje X, h) Tobillo eje Y, i) Tobillo eje Z

La Figura 79 presenta la posición de la persona flexionando las rodillas en un ángulo de  $90^\circ$  respecto al suelo; mientras que la Figura 80 presenta los valores de los ángulos de flexión en cada eje de las articulaciones cadera, rodilla y tobillo.



**Figura 79 Persona en posición de sentadilla completa**



**Figura 80 Ángulos de flexión de persona en posición de sentadilla completa**  
 a) Cadera eje X, b) Cadera eje Y, c) Cadera eje Z, d) Rodilla eje X, e) Rodilla eje Y,  
 f) Rodilla eje Z, g) Tobillo eje X, h) Tobillo eje Y, i) Tobillo eje Z

## CAPÍTULO V

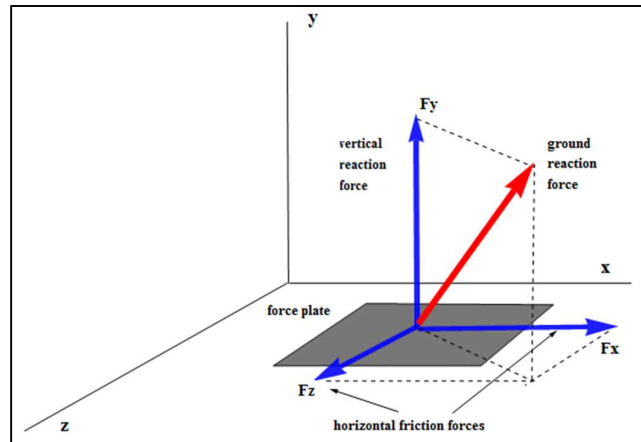
### DISEÑO DE LA INSTRUMENTACIÓN PARA LA MEDICIÓN DE LA FUERZA DE LA PISADA

#### 5.1. Introducción

Para tener en cuenta los efectos de las fuerzas externas sobre los cuerpos, es esencial contar con alguna instrumentación para medir estas fuerzas y los momentos producidos por ellas, en general, los dispositivos que permiten eso se conocen como transductores de fuerza o placas de fuerza (Griffiths, 2006). Un transductor de fuerza da una señal eléctrica (voltaje o corriente) proporcional a la fuerza aplicada. Existen diferentes tipos de tecnología que se utilizan para construir dichos transductores:

- Galga extensiométrica: consiste en una placa metálica que sufre un cambio muy pequeño en una de sus dimensiones, alterando la resistencia de un sensor semiconductor o metálico.
- Capacitivo: consiste en una separación entre dos placas de electrodo, dicha separación cambia alterando la capacidad de almacenar energía.
- Piezoeléctrico: se refiere a una deformación muy pequeña de los materiales cristalinos, esto cambia las características eléctricas de tal manera que se genera una diferencia de potencial entre las caras del cristal.
- Piezorresistiva: consiste en una estructura atómica de un cristal que se altera de tal manera que cambia su resistencia eléctrica.

Las fuerzas de reacción terrestres (GRFs) son las fuerzas más comunes que actúan sobre el cuerpo humano. Estas fuerzas actúan en los pies al caminar, correr y realizar ejercicio físico. El GRF puede representarse como un vector 3D que consiste en una componente vertical y dos componentes de cizallamiento que actúan en el plano de la tierra (ver Figura 81). Esta fuerza se puede medir con plataformas dinamométricas o placas de fuerza.



**Figura 81 Fuerza de reacción terrestre (GRF)**

Existe una variedad de sistemas de medición de la fuerza de la pisada o presión plantar del pie y en general se las puede clasificar en dos tipos: sistemas de plataforma y sistemas de calzado.

Los sistemas de plataforma se fabrican a partir de una disposición plana y rígida de elementos de detección de presión que se encuentran configurados como una matriz y fijados en el suelo para permitir una marcha normal. Estos sistemas se pueden utilizar tanto para estudios estáticos como dinámicos, pero generalmente se restringen a los laboratorios de investigación por el espacio que necesitan para su funcionamiento. (Razak, Zayegh, Begg, & Wahab, 2012)



**Figura 82 Plataforma para medir la presión de la pisada**

Fuente: (Razak, Zayegh, Begg, & Wahab, 2012)

Por otro lado, en los sistemas de calzado se incorporan sensores que son flexibles y se encuentran fijados en el zapato de modo que las mediciones reflejan la interfaz entre el pie y el zapato. La ventaja de este sistema es la flexibilidad y portabilidad que provee.



**Figura 83 Sistema de calzado para la medición de la presión de la pisada**

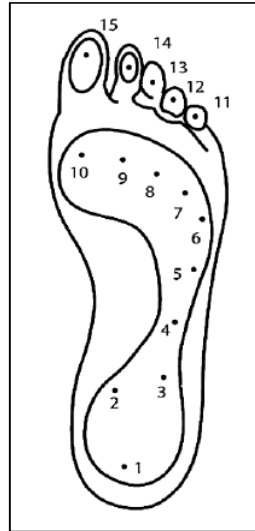
Fuente: (Razak, Zayegh, Begg, & Wahab, 2012)

Para realizar cualquier medición de la fuerza o presión de la pisada en un análisis biomecánico, los dispositivos deben cumplir con algunos requerimientos y ser optimizados para la aplicación específica, para asegurar que las lecturas sean exactas. Las principales consideraciones que se recomienda cumplir en los sensores que forman parte de un sistema de calzado son los siguientes:

- **Movilidad:** para hacer un sensor móvil, debe ser ligero y de pequeño tamaño total.
- **Cableado limitado:** un sistema de calzado debe tener cableado limitado, sin hilos es ideal. Esto es para asegurar un paso cómodo, seguro y natural.
- **Colocación del sensor:** para que sea colocado en la suela del zapato, este debe ser delgado, flexible y ligero. En la Figura 84 se puede observar las 15 áreas en las que se puede dividir la planta del pie según lo descrito en (Razak, Zayegh, Begg, & Wahab, 2012): talón (área 1-3), parte media del pie (área 4-5), metatarsiano (área 6-10) y los dedos del pie (área 11-15). Estas áreas soportan la mayor parte del peso corporal y son ajustadas por el equilibrio del cuerpo.



- Consumo de energía: debe tener un bajo consumo de energía tal que la energía de una batería pequeña sea suficiente para registrar los datos requeridos.



**Figura 84 Áreas anatómicas del pie**

Fuente: (Razak, Zayegh, Begg, & Wahab, 2012)

Para el diseño y construcción del sensor que medirá la fuerza de la pisada se utilizó una lámina piezorresistiva conocida con el nombre de “*velostat*” o “*linqstat*”.

## 5.2. Características y propiedades de la lámina Velostat

Velostat es un material piezorresistivo hecho de una lámina polimérica (poliolefinas) impregnada con negro de carbón para hacerla eléctricamente conductora. La característica principal de este material es que tiene la capacidad de cambiar su resistencia cuando se le somete a una presión o flexión determinada. Entre las aplicaciones más comunes se encuentran la fabricación de bolsas de almacenamiento antiestáticas para la protección de artículos o dispositivos que son susceptibles a daños por descarga electrostática y la fabricación de sensores de fuerza y presión de bajo costo. En la Tabla 14 se presenta las características de este material.

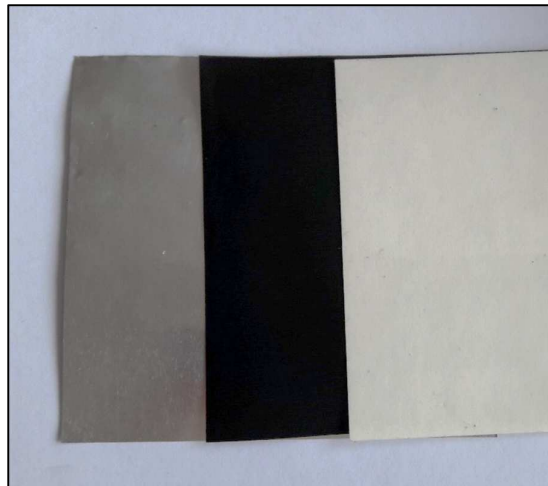
**Tabla 14**  
**Características de la lámina Velostat**

<b>Detalles Técnicos de la lámina Velostat</b>	
Dimensiones	280 mm x 280 mm
Espesor	0.1mm
Peso	18.66 g
Límites de temperatura	-45 °C a 65 °C (-50 °F a 150 °F)
Resistividad eléctrica o de volumen	< 500 $\Omega$ -cm
Resistividad superficial	< 31 K $\Omega$ /cm <sup>2</sup>

Fuente: (Adafruit, 2016)

### 5.3. Diseño e instrumentación del sensor

Para la construcción del sensor de fuerza, adicionalmente a la lámina velostat, se utilizó láminas de cobre, aluminio y mica de protección. La razón de esto se debe a que para facilitar el funcionamiento del velostat se establece una disposición de capas en la que esta se intercala entre dos capas conductoras, y luego se recubre por una capa de protección transparente. En la Figura 85 y Figura 86 se pueden observar los materiales y la disposición de capas para el sensor.

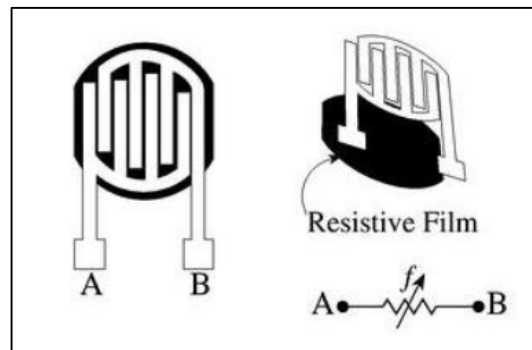


**Figura 85 Materiales para la construcción del sensor: lámina de aluminio, Velostat y mica de protección**



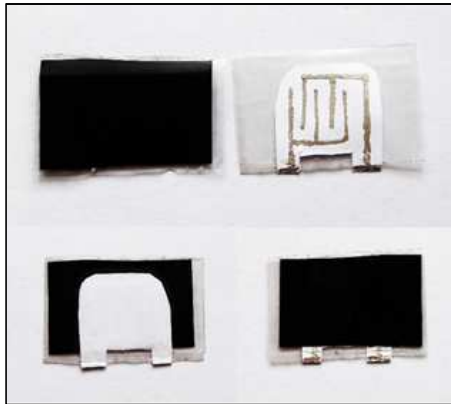
**Figura 86 Distribución de capas en la construcción del sensor**

Partiendo de los principios de operación de una resistencia sensible a la fuerza o FSR y la distribución de capas mostrado en la Figura 86 se construyeron los dos primeros prototipos del sensor para la medición de la fuerza de la pisada. En la Figura 87 se puede observar la estructura que tiene un FSR, este consta comúnmente de dos tiras de un material conductor que encierran o se ponen en contacto a una capa de material resistivo y que cuando se somete a una fuerza o presión este disminuye su resistencia.



**Figura 87 Estructura de un FSR**

Tanto para el primer como segundo prototipo la lámina resistiva fue el velostat, la diferencia estuvo en el material conductor que se utilizó para poner en contacto con el velostat y formar el sensor. En el primero se utilizó un marcador de tinta conductiva para dibujar una pista sobre una hoja de papel bond, por otro lado, para el segundo se utilizó láminas de aluminio y de cobre, pero sin formar ninguna pista. En la Figura 88 y Figura 89 se presenta los dos prototipos que sirvieron de base para el diseño final del sensor.

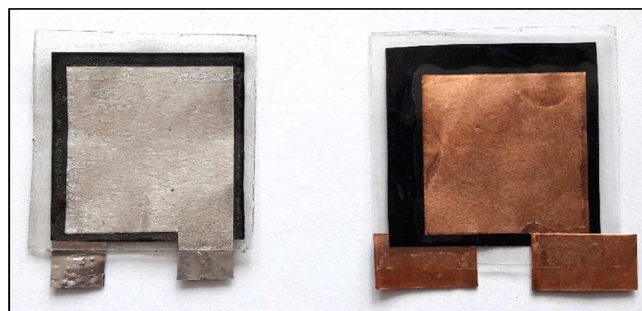


**Figura 88 Primer diseño basado en un FSR**



**Figura 89 Segundo diseño basado en un FSR**

Dentro de las pruebas y mediciones que se realizaron sobre estos dos primeros prototipos no se encontró una diferencia significativa en cuanto a los materiales utilizados para la capa conductora. Por tal razón para el diseño final se descartó el uso del marcador de tinta conductiva ya que en la construcción de la capa conductora esta resultaba muy frágil. En la Figura 90 se puede observar el prototipo del sensor realizado con aluminio y cobre.



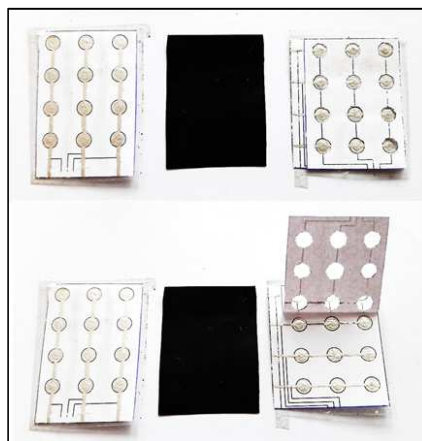
**Figura 90 Prototipos con material conductor de aluminio y cobre**

Adicionalmente basado en el segundo diseño, se realizó la construcción de un sensor de mayor tamaño de dimensiones 10cm x 15cm esto con el fin de abarcar una mayor área que pueda cubrir toda la planta del pie (ver Figura 91). En las pruebas que se realizó este prototipo únicamente podía medir un valor puntual de toda la fuerza ejercida por la planta del pie.



**Figura 91 Prototipo de 15x10 cm**

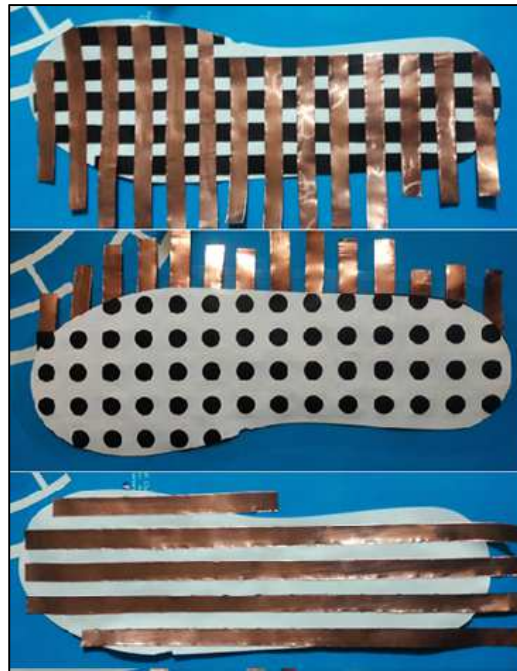
Los dos primeros prototipos únicamente permitían la medición de la fuerza de manera puntual sin tener la capacidad de distinguir diferentes zonas de aplicación. Teniendo como punto de partida este antecedente, se desarrolló un tercer diseño en el que se utilizó una disposición matricial que permita diferenciar las zonas de la planta del pie que soportan la mayor parte del peso corporal. En la Figura 92 se puede observar el diseño de una matriz de 4x3 para medir diferentes puntos de fuerza.



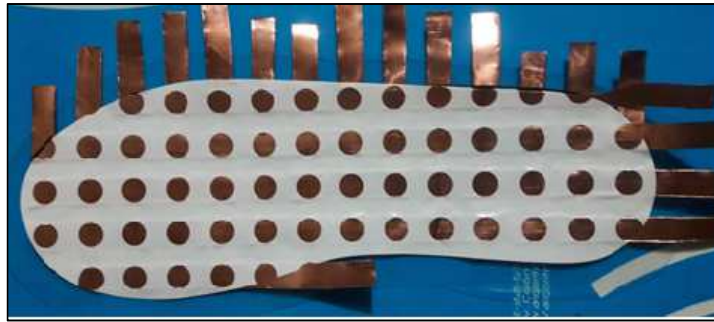
**Figura 92 Tercer diseño en configuración de una matriz**

Para el tercer prototipo se partió con una matriz de 4x3 de manera rectangular únicamente con el objetivo de verificar el funcionamiento del diseño y posteriormente hacerlo sobre una plantilla de zapato que permita obtener la distribución de la presión plantar. En este tercer diseño se mantuvo una única capa de velostat para todos los puntos de la matriz haciendo que haya una dependencia entre puntos de la matriz, para evitar esto en el diseño posterior de la plantilla de zapato lo que se realizó fue un corte de tiras de velostat que coincidan con el número de filas o columnas de la matriz que se utilizó.

En la Figura 93 y Figura 94 se muestra el cuarto prototipo sobre una plantilla de zapato de talla 41, en este diseño se utiliza una matriz de 5x14, para las capas de protección se utilizó un material adhesivo, para la capa resistiva se cortó tiras de material velostat de igual número de columnas (5 columnas) y para las capas conductoras se las realizó con tiras de cobre. En la primera capa conductora la disposición de las tiras de cobre es en la dirección de las filas y en la segunda capa conductora la disposición de las tiras es en dirección de las columnas. La disposición de capas para el sensor es la misma que se mostró en la Figura 86 además de una capa intermedia de aislamiento para asegurar la independencia de cada punto de la matriz.

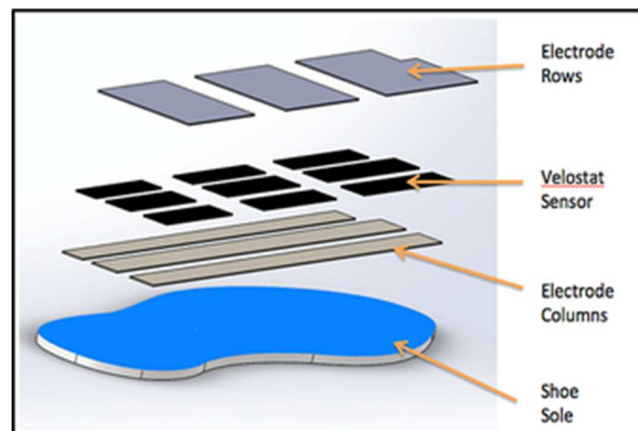


**Figura 93 Disposición de capas sobre la plantilla de zapato**



**Figura 94 Cuarto prototipo sobre una plantilla de zapato**

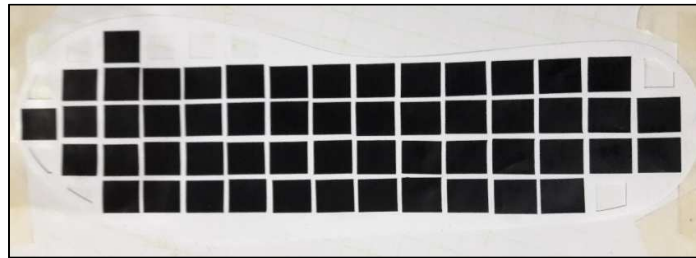
En la Figura 94 se muestra el cuarto prototipo terminado, en las pruebas y mediciones que se realizó sobre esta plantilla los valores de fuerza que se leían en un punto eran muy variables cuando se presionaban al mismo tiempo varios puntos de la misma fila en la que se encontraba dicho punto, esto indicaba que todavía existía una dependencia entre puntos de una misma fila. Para solucionar este inconveniente se desarrolló un quinto prototipo en el que para la capa resistiva en vez de utilizar columnas de velostat, se cortó de manera independiente en forma de cuadrado cada punto de la matriz que formaba la plantilla. En la Figura 95 se muestra la disposición de la capa de velostat para obtener una independencia entre puntos de la matriz y no alterar las mediciones de fuerza.



**Figura 95 Disposición de capas para una independencia entre puntos de la matriz**

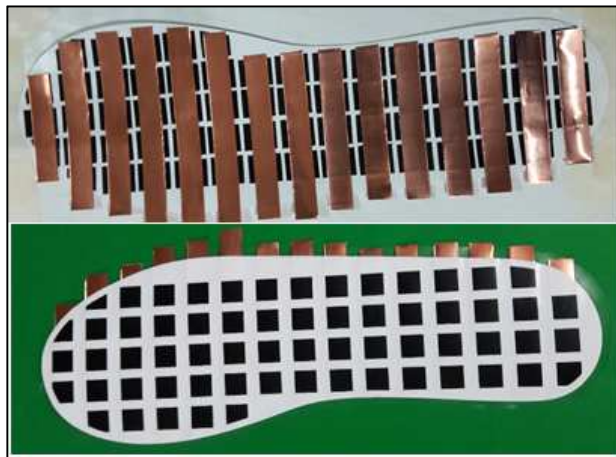
Fuente: (Wolf & Mozaffari, 2016)

Para el desarrollo del quinto prototipo las dimensiones que se utilizaron para cada punto de la matriz en el material velostat fue 1cm x 1cm. En la Figura 96 se muestra como se colocó los cuadrados de material velostat para formar la matriz de 15x5 que se ubicó sobre la plantilla de zapato talla 41. Esta capa de material piezorresistivo se fijó por medio de una capa de material adhesivo.



**Figura 96 Cuadrados de 1x1 cm de material Velostat**

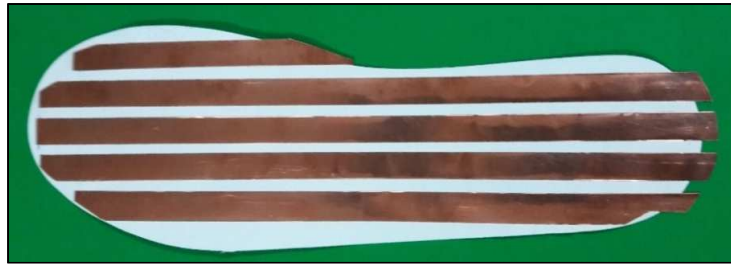
Después de haber fijado la capa resistiva se procedió a la colocación de la primera capa conductora en dirección de las filas de la matriz. En la Figura 97 se puede observar una vista inferior y superior de la primera capa conductora fijada sobre la parte inferior de la capa resistiva (Velostat).



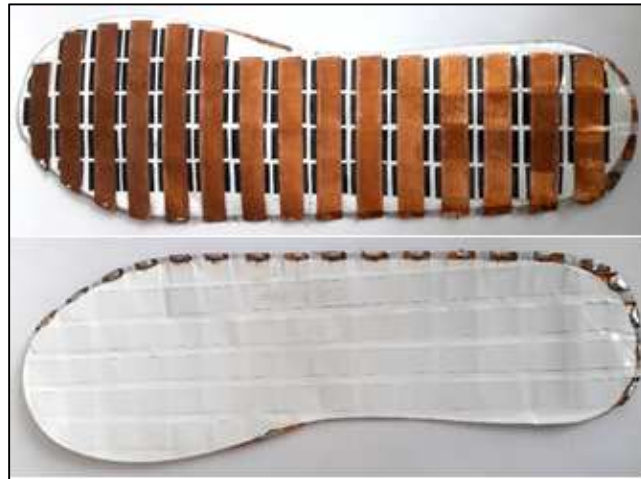
**Figura 97 Colocación de la primera capa conductora**

En la Figura 98 se muestra como se colocó la segunda capa conductora sobre una capa adhesiva en dirección de las columnas de la matriz; todo este conjunto se unió a la parte superior de la capa resistiva para obtener como resultado el prototipo final que se muestra en la Figura 99.





**Figura 98 Colocación de la segunda capa conductora**



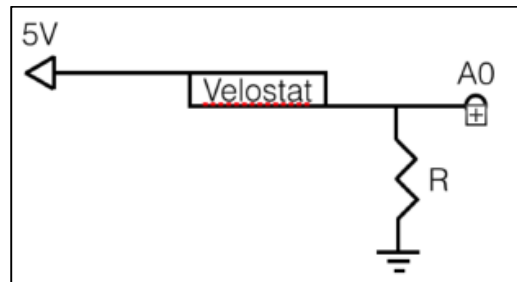
**Figura 99 Prototipo final del sensor para medir la fuerza de la pisada**

El prototipo final contiene 63 puntos individuales de medición interconectados de forma matricial, estos están distribuidos sobre la plantilla para poder mapear toda el área de la pisada del pie y en específico las áreas que soportan la mayor parte del peso corporal. Es importante tener en cuenta que este sensor registra únicamente la componente vertical de la fuerza aplicada y que las fuerzas de corte son ignoradas.

#### **5.4. Configuración del Sensor**

Para la instrumentación del sensor de fuerza se utiliza la configuración de divisor de tensión en cada una de las 5 columnas de la plantilla para de esta manera realizar una conversión de análogo a digital del valor de voltaje que cambia en la resistencia pull down. En la Figura 100 se muestra un esquema del divisor de voltaje de cada

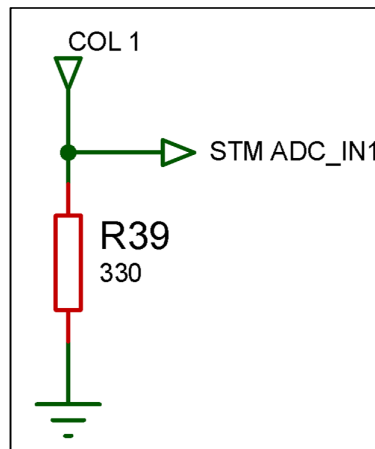
columna, en donde cada punto de la matriz es una resistencia del material velostat que se conecta a una resistencia de pull down.



**Figura 100 Esquema de cada columna de la plantilla**

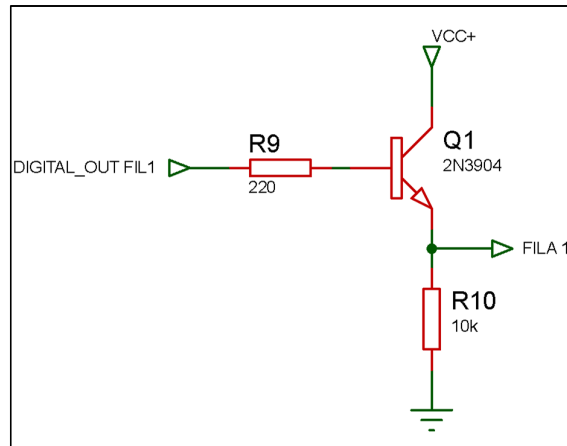
Fuente: (Goodman, 2014)

Para la selección del valor de resistencia de pull down se la hizo a modo de prueba y error con diferentes valores de resistencia. El mejor resultado se obtuvo con el valor de  $330\Omega$ . En la Figura 101 se puede observar el esquema electrónico del divisor de voltaje que se utilizó para el sensor de fuerza de la pisada.



**Figura 101 Divisor de tensión de cada columna del sensor**

Para realizar la lectura de cada punto de la matriz del sensor de fuerza se realizó un barrido de cada fila del sensor y luego en cada activación de la fila se hace una lectura de los 5 conversores analógicos digitales que se encuentran en cada uno de los circuitos de división de tensión de las 5 columnas. En la Figura 102 se muestra el circuito utilizado para la activación secuencial de cada una de las 15 filas del sensor y así realizar el barrido necesario para obtener la lectura de cada punto que conforma la matriz del sensor.



**Figura 102 Circuito para la activación de cada fila del sensor.**

### 5.5. Caracterización de plantilla instrumentada

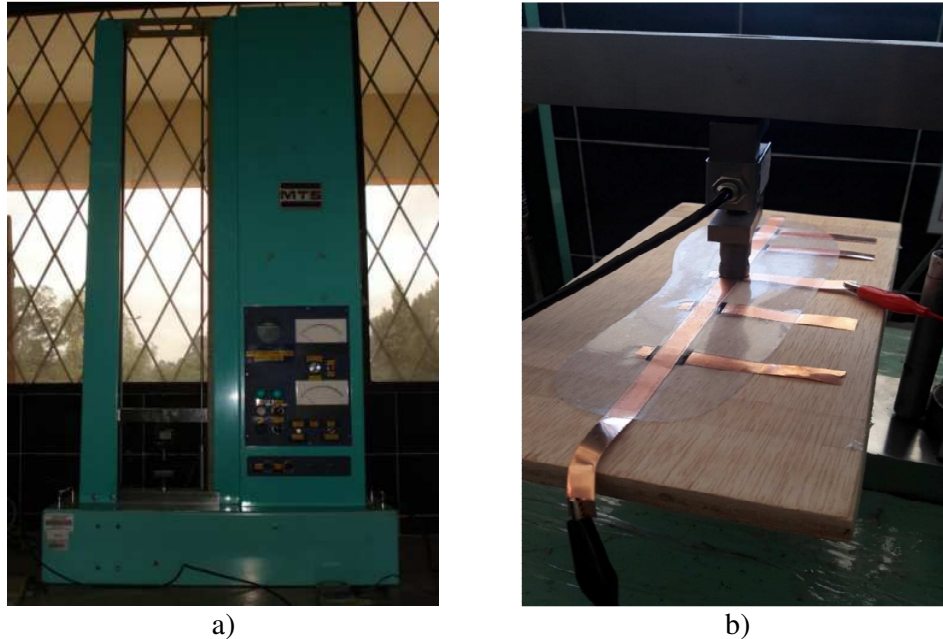
Una vez implementado el hardware de adquisición, fue necesario caracterizar el comportamiento del material velostat con el que fue diseñada la plantilla, debido a la poca información existente. El propósito del proceso de caracterización es determinar la curva de comportamiento del material cuando es sometido a una fuerza externa, obteniendo de esta manera el rango de trabajo del sensor antes de llegar a su saturación. Adicionalmente, es encontrar un modelo de calibración que permita el cálculo del valor de fuerza a partir del diferencial de potencial existente en el sensor.

#### 5.5.1. Caracterización de los 63 puntos de medición

La caracterización de un sensor se basa en obtener la ecuación matemática que describa su curva de comportamiento, determinando la razón de cambio de la variable de salida (fuerza) en función de la variable de entrada (voltaje). De igual forma, el objetivo de la caracterización es hallar la linealidad, precisión y rango de trabajo del sensor.

Para determinar la curva de comportamiento del sensor y el rango de trabajo se realizaron pruebas en el Laboratorio de Resistencia de Materiales de la Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE, utilizando la máquina JJ Machine Type T5002 (ver Figura 103-a), la cual permite aplicar fuerzas verticales puntuales para determinar la

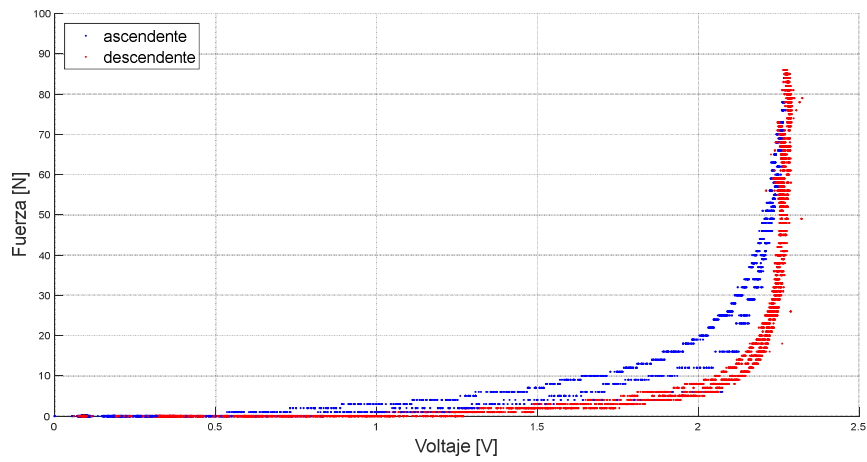
resistencia de un material. Para evitar daños sobre la plantilla final implementada, se realizaron las pruebas sobre una plantilla base con 5 puntos de medición interconectados de forma matricial (ver Figura 103-b).



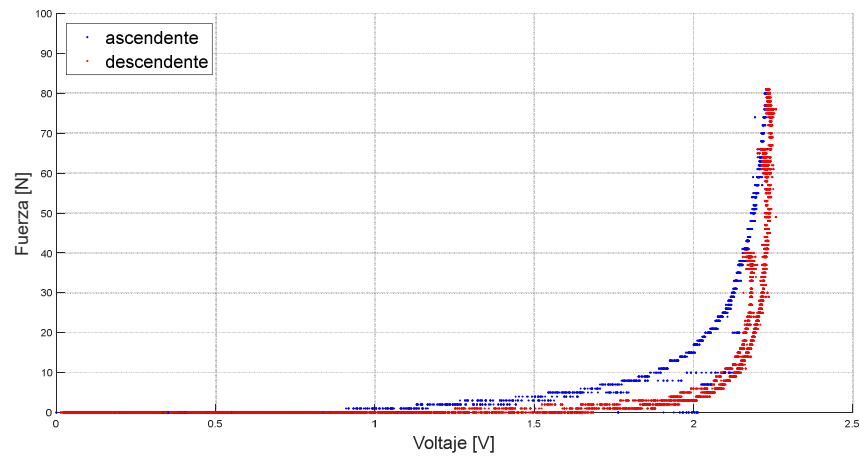
**Figura 103 Caracterización de plantilla**  
a) JJ Machine Type T5002, b) Plantilla base

El protocolo empleado para la caracterización consistió en aplicar fuerzas en el rango de 0 a 100 N tanto ascendente como descendente. Este proceso se ejecutó 3 veces para los 5 puntos de medición.

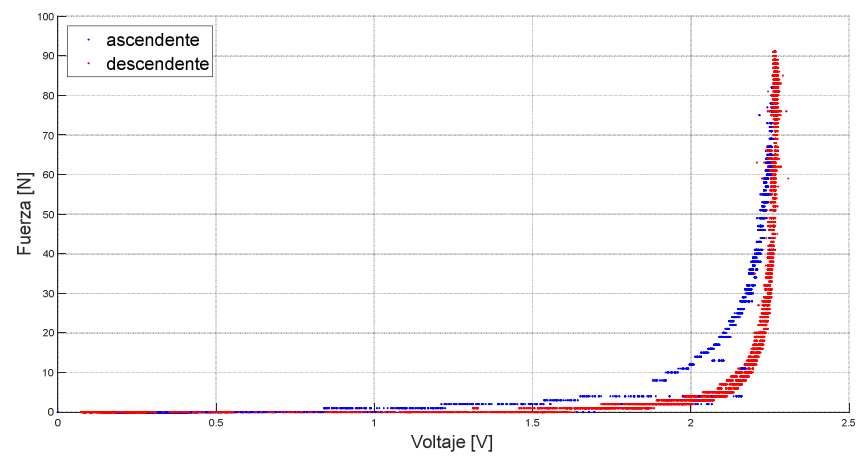
La Figura 104, Figura 105, Figura 106, Figura 107 y Figura 108 presentan los resultados obtenidos de las pruebas realizadas a los 5 puntos de la plantilla base. Se observa que el sensor velostat presenta un comportamiento no lineal, aproximándose a una respuesta exponencial. Su rango de trabajo se encuentra en el intervalo de 0 N hasta aproximadamente 40 N. Para fuerzas superiores a este intervalo no existe una variación significativa de voltaje, por lo que el sensor ya llega a la saturación. Adicionalmente, el sensor presenta histéresis por lo que sus variaciones de voltaje son distintas para valores de fuerza ascendente y descendente.



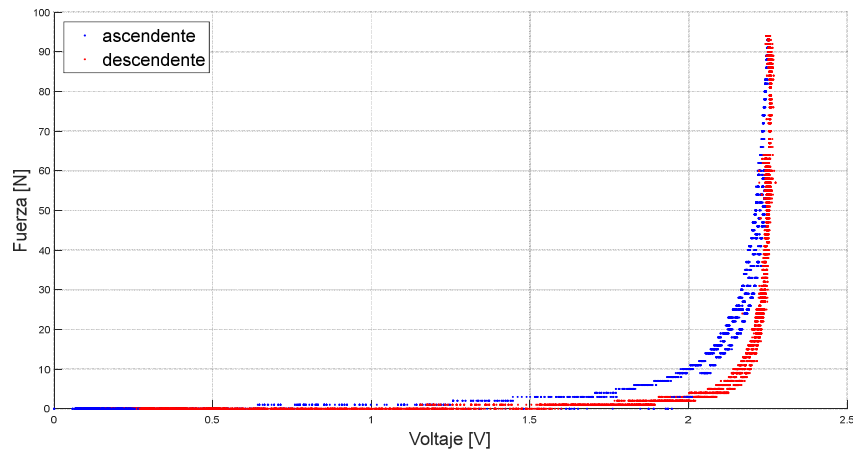
**Figura 104** Curva de comportamiento de 1er punto de plantilla base



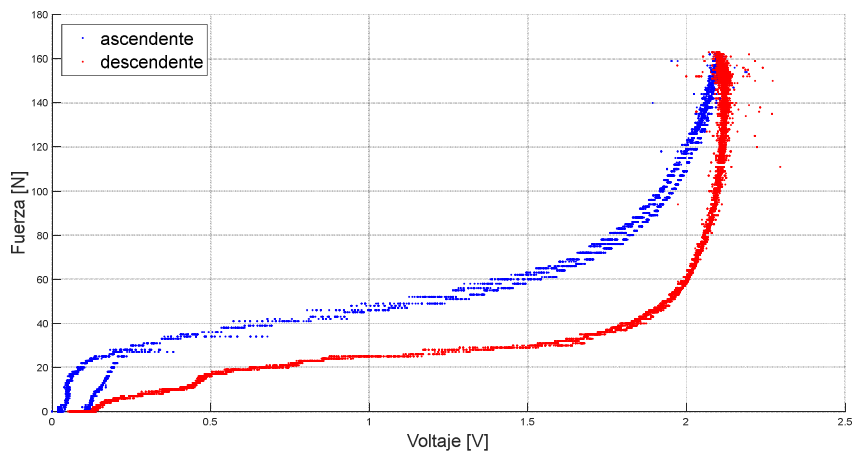
**Figura 105** Curva de comportamiento de 2do punto de plantilla base



**Figura 106** Curva de comportamiento de 3er punto de plantilla base



**Figura 107** Curva de comportamiento de 4to punto de plantilla base

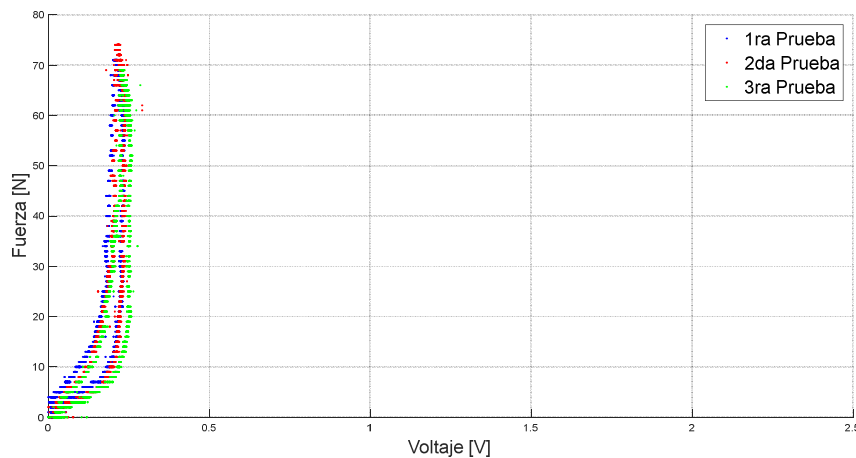


**Figura 108** Curva de comportamiento de 5to punto de plantilla base

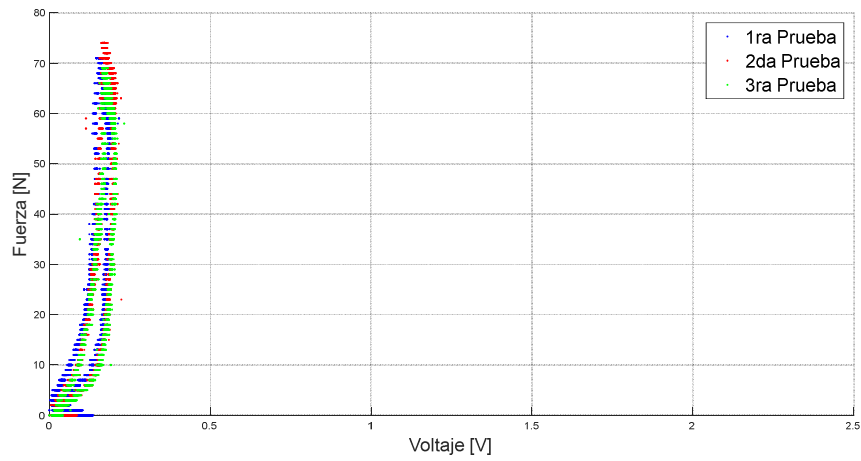
Debido a que cada punto presenta una curva de comportamiento distinta y no existe repetitividad en cada prueba realizada (Figura 104), fue necesario caracterizar los 63 puntos de medición que contiene la plantilla, con el fin de obtener un modelo de calibración para cada uno. El procedimiento fue realizado en la plantilla final diseñada, aplicando fuerzas en el intervalo de 0 a 80 N de forma ascendente y descendente para todas las columnas de medición pertenecientes a cada fila de la plantilla, repitiendo este proceso 3 veces.

A manera de ejemplo se presenta en la Figura 109, Figura 110, Figura 111 y Figura 112 los diagramas de dispersión de los puntos pertenecientes a la fila número 9 de la plantilla, al momento de someter por una fuerza externa al punto posicionado en la columna 4. Se observa que la fuerza aplicada también afecta a los puntos adyacentes, produciendo una variación mínima de voltaje menor a 0.5 V. Este voltaje representa una fuerza nula y puede producir errores en el cálculo del modelo de calibración, por cuanto se definió al rango de trabajo del sensor en el intervalo de 1 a 35 N. Adicionalmente, no existe repetitividad en las pruebas realizadas, por lo que el sensor produce valores diferentes de fuerza para un mismo valor de voltaje.

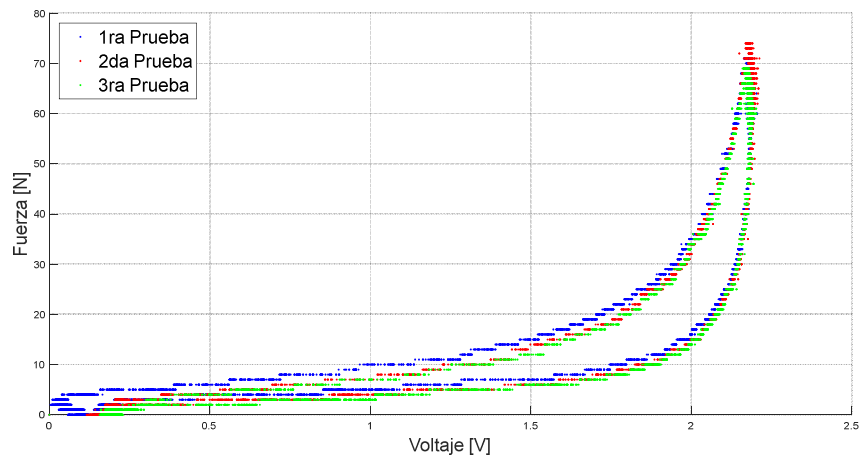
En el momento que el sensor se deforma por la aplicación de una fuerza externa su resistencia eléctrica cambia, en consecuencia existe un diferencial de potencial. Para calcular el valor de fuerza a partir del diferencial de potencial es necesario encontrar un modelo de calibración que relacione estas dos magnitudes físicas.



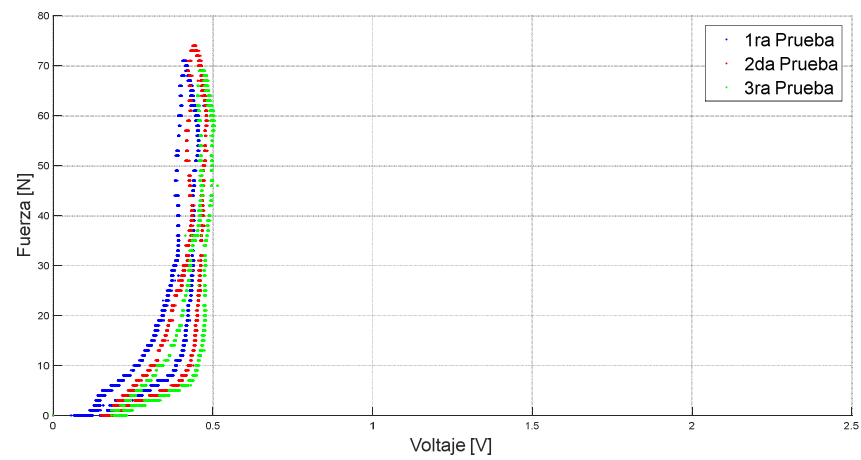
**Figura 109 Curva de comportamiento del punto de la columna 2 de fila 9**



**Figura 110** Curva de comportamiento del punto de la columna 3 de fila 9



**Figura 111** Curva de comportamiento del punto de la columna 4 de fila 9



**Figura 112** Curva de comportamiento del punto de la columna 5 de fila 9

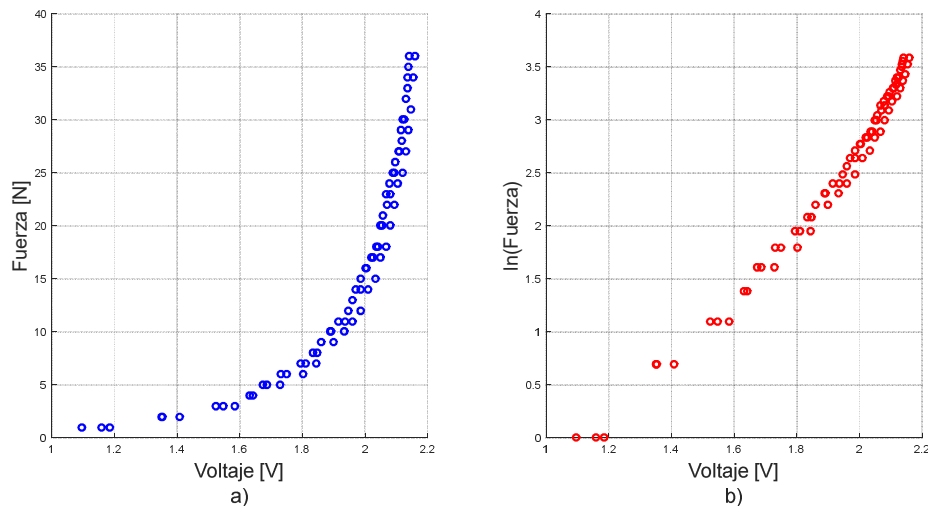


### 5.5.2. Modelos de calibración

El modelo de calibración permite obtener un modelo matemático que describe la relación existente entre dos variables X, Y. El modelo hace referencia a una ecuación matemática que calcula el valor de Y dado X. Para este caso, se quiere calcular el valor de fuerza dado un valor de voltaje. Debido al comportamiento no lineal del sensor, primeramente se buscó un método de linealización, con el fin de obtener un modelo matemático de primer grado. Se utilizó un modelo logarítmico como método de linealización aplicando la transformada logarítmica al eje Y. La ecuación (7) presenta el modelo utilizado donde la variable Y es la fuerza y la variable X es el voltaje.

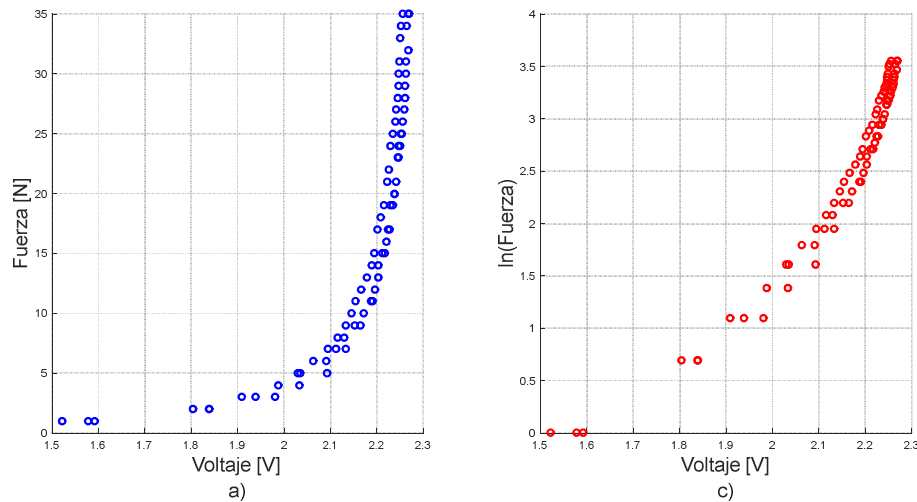
$$\ln Y = a + bX \quad (7)$$

A manera de ejemplo, la Figura 113-a y Figura 114-a presentan los diagramas de dispersión de los puntos colocados en las columnas 3 y 2 respectivamente de la fila 1 de la plantilla. Al aplicar el modelo logarítmico para los valores de fuerza, se obtuvo una nube de puntos con un comportamiento aproximadamente lineal (ver Figura 113-b y Figura 114-b). Se observa que el rango lineal para la escala logarítmica se encuentra en el intervalo de 1 a 3. Aplicando el antilogaritmo, este intervalo representa el rango de fuerzas entre 2.7 y 20 N.



**Figura 113 Curva de comportamiento del punto de la columna 3 de fila 1**

a) Escala real, b) Escala semilogarítmica



**Figura 114** Curva de comportamiento del punto de la columna 2 de fila 1  
a) Escala real, b) Escala semilogarítmica

Los modelos de regresión son técnicas estadísticas que permiten cuantificar la relación de dependencia entre variables. Para analizar la relación existente entre las variables fuerza y voltaje; determinar el efecto que una variable X (voltaje) causa sobre otra variable Y (fuerza); y predecir el valor de fuerza a partir de un valor de voltaje, es necesario definir un modelo de regresión. Debido a que la curva del sensor no se linealizó en su totalidad teniendo un intervalo lineal de [2.7, 20] N y para abarcar todo el rango de trabajo del sensor de [1, 35] N, se utilizó un modelo de regresión no lineal potencial en la escala semilogarítmica. Este modelo presentó una mejor curva de ajuste para los datos presentados.

La función que define al modelo potencial se presenta en la ecuación (8); donde a, b, c son los coeficientes de estimación del modelo.

$$Y = a \cdot X^b + c \quad (8)$$

Para medir el desempeño del modelo de regresión potencial se utilizó la técnica de evaluación Hold-Out. Esta técnica se basa en separar el conjunto de datos original, en dos subconjuntos. Un subconjunto de entrenamiento que representa el 70% de los datos y otro de prueba que constituye el 30% restante de los datos. Con los datos de

entrenamiento se calcula los coeficientes del modelo matemático, mientras que con los datos de prueba se valida el modelo.

La bondad de ajuste de un modelo de regresión, permite saber si el ajuste de la curva que representa la relación entre dos variables es lo suficientemente óptima. Como medidas de la bondad de ajuste del modelo potencial se calcularon el coeficiente de determinación ( $R^2$ ) y la raíz del error cuadrático medio (RMSE).

El coeficiente de determinación ( $R^2$ ) indica la cantidad de variación de la variable dependiente Y, explicada por la variable independiente X. El valor de  $R^2$  toma valores en el intervalo de 0 a 1. Mientras más se aproxime a 1, los valores predichos por el modelo serán más fiables y mejor será la bondad de ajuste del modelo de regresión. Su expresión matemática viene definida por la ecuación (9), donde  $\hat{Y}_i$  es el valor predicho y  $Y_i$  es el valor real (Montoro, 2007).

$$R^2 = \frac{\sum_{i=1}^n (\hat{Y}_i - \bar{Y})^2}{\sum_{i=1}^n (Y_i - \bar{Y})^2} \quad (9)$$

La raíz del error cuadrático medio (RMSE) indica la precisión del modelo de regresión. Toma valores desde 0 hasta cualquier valor positivo, mientras mayor sea el valor RMSE, mayor es la tasa de error de los valores pronosticados por el modelo. Su fórmula matemática esta expresa por la ecuación (10), donde  $\hat{Y}_i$  es el valor pronosticado y  $Y_i$  es el valor real (Chai & Draxler, 2014).

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (Y_i - \hat{Y}_i)^2} \quad (10)$$

Para determinar el valor de fuerza mínima que el sensor puede medir de forma fiable, se calculó el límite de detección (LoD) a través del límite de valor en blanco (LoB).

El límite de valor en blanco (LoB) se define como la concentración aparente más alta de analito que se espera encontrar cuando se miden repeticiones de una muestra en blanco que no contiene ningún analito (Armbruster & Pry, 2008). Entiéndase por analito, la fuerza; y por muestra en blanco, fuerza nula. El valor de LoB se calcula midiendo las repeticiones de una muestra en blanco y calculando su media y desviación estándar, tal como se muestra en la ecuación (11).

$$LoB = Mean_{blank} + 1.645(SD_{blank}) \quad (11)$$

El límite de detección (LoD) es la concentración más baja de analito que puede detectarse de forma factible y veraz, a partir del LoB. Por lo tanto, el límite de detección es mayor al límite de valor en blanco (Armbruster & Pry, 2008). El valor de LoD se determina utilizando el valor de LoB y la desviación estándar de las repeticiones de una muestra que contiene una baja concentración de analito, como se indica en la ecuación (12).

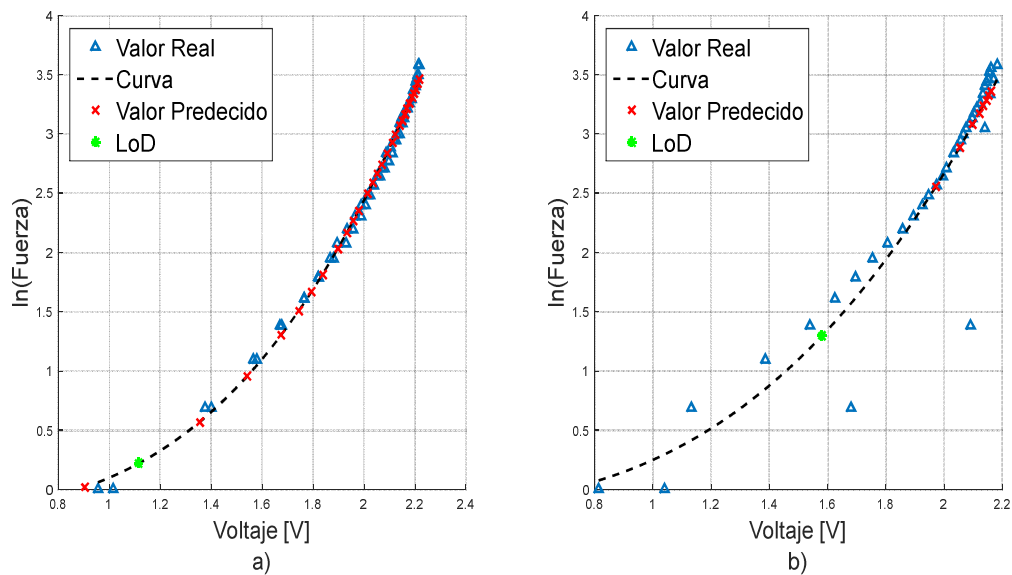
$$LoD = LoB + 1.645(SD_{low\ concentration}) \quad (12)$$

## 5.6. Resultados

A manera de ejemplo se presenta en la Figura 115 los modelos de regresión potencial en la escala semilogarítmica obtenidos para dos puntos de la fila 11 de la plantilla. Se muestra los datos de entrenamiento representados con triángulos de color azul y el subconjunto de datos de validación representados por el símbolo “x” de color rojo. Adicionalmente, se presenta el límite de detección del sensor representado por un “\*” de color verde.

Para el punto ubicado en la columna 3 de la fila 11, el modelo potencial obtuvo un valor de  $R^2=0.9957$  y un valor de  $RMSE=0.0796$ , en consecuencia, los valores que predice este modelo a partir de un valor de voltaje poseen un porcentaje de error mínimo y se acercan bastante a los valores reales (ver Figura 115-a). El límite de detección para este punto de medición es de 0.22, aplicando el antilogaritmo da como resultado 1.25 N.

En cuanto al modelo matemático obtenido para el punto posicionado en la columna 5, existe bastante dispersión en el conjunto de datos respecto a la curva de ajuste (ver Figura 115-b), por lo que se obtuvo un valor de  $R^2=0.8892$  y un valor de  $RMSE=0.7415$ . Los valores pronosticados por este modelo poseen un error considerable respecto a los valores reales. El límite de detección para este punto es de 3.64 N.



**Figura 115 Modelos de regresión de dos puntos de fila 11**

a) Punto columna 3, b) Punto columna 5

La Tabla 15 presenta los coeficientes de los modelos de regresión potencial para cada punto perteneciente a cada fila de la plantilla instrumentada. Adicionalmente, muestra las medidas de la bondad de ajuste de cada modelo matemático, valor de  $R^2$  y valor RMSE; como también el límite de detección (LoD).

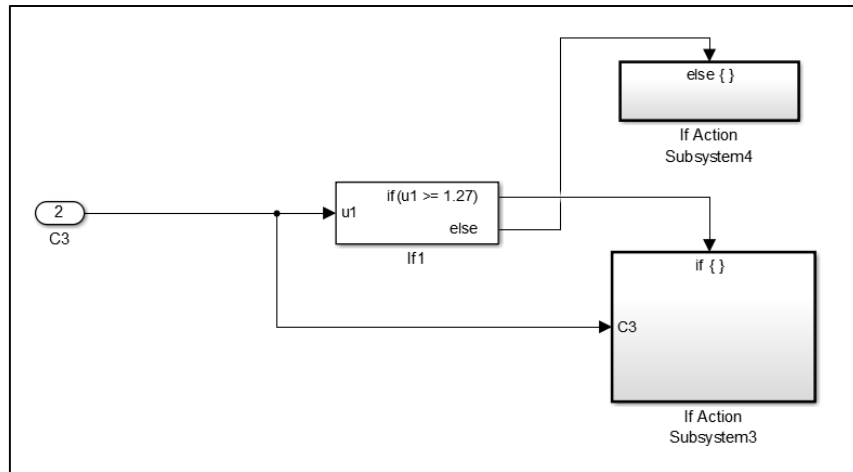
**Tabla 15**  
**Resultados de los modelos potenciales para los puntos de plantilla**

Posición de punto		Modelo potencial					LoD
Fila	Col	a	b	c	$R^2$	RMSE	[V]
1	2	0.0074	7.536	-0.0753	0.9817	0.1356	1.47
	3	0.4842	2.77	-0.5706	0.9951	0.0767	1.27
	4	6.732	0.1904	-4.43	0.9412	0.2263	0.26
2	1	1.052	1.633	-0.3393	0.8837	0.3039	0.93
	2	0.5151	2.568	-0.2446	0.9481	0.3476	1.33
	3	0.1915	3.727	-0.126	0.9462	0.1777	1.56
	4	0.0684	4.867	0.2254	0.9193	0.0960	1.65
	5	0.9387	0.5105	2.911	0.9830	0.0581	0.46
3	1	0.0534	5.219	0.0749	0.9590	0.2604	1.63
	2	0.2701	3.366	-0.4063	0.9404	0.1574	1.51
	3	0.7469	2.655	-2.534	0.9330	0.2914	1.50
	4	1.879	1.511	-2.515	0.9638	0.0723	1.22
	5	0.9354	1.975	-0.5569	0.9474	0.1148	1.52
4	1	0.0358	5.608	-0.1025	0.9667	0.1163	1.34
	2	0.5759	2.147	0.2616	0.9213	0.1408	0.79
	3	0.0570	5.294	-0.2835	0.9872	0.0868	1.65
	4	0.1674	3.746	0.1027	0.9466	0.1494	1.51
	5	0.7238	1.992	-0.0150	0.9384	0.1264	1.01
5	1	0.0424	5.46	-0.1754	0.8905	0.1576	1.45
	2	0.7123	2.279	-0.7349	0.9620	0.1167	1.15
	3	0.0292	6.095	-0.4891	0.9804	0.0687	1.70
	4	0.3147	3.138	-0.2791	0.9263	0.1308	1.22
	5	0.0354	5.795	-0.1818	0.9843	0.0914	1.82
6	1	-0.8142	-1.564	4.291	0.9830	0.0746	0.73
	2	0.0050	7.968	-0.1623	0.9643	0.1507	1.50
	3	0.0015	9.282	0.0993	0.9703	0.0970	1.73
	4	2.408	1.425	-3.821	0.9745	0.0989	1.44
	5	0.1589	3.841	-0.0719	0.9519	0.1282	1.69
7	2	0.2691	3.245	0.1903	0.9662	0.0920	1.06
	3	0.0483	5.456	0.0637	0.9846	0.0783	1.41
	4	3.379	0.5651	-1.678	0.8343	0.2969	0.67
	5	0.6787	2.343	-0.5508	0.9014	0.1327	1.15
8	2	0.0436	5.288	0.1292	0.9783	0.0997	1.28
	3	0.2511	3.216	0.0775	0.9470	0.1233	1.23
	4	0.0514	5.149	0.4399	0.8303	0.1217	1.35
	5	0.0201	6.278	0.3598	0.9455	0.2253	1.51

Continua 

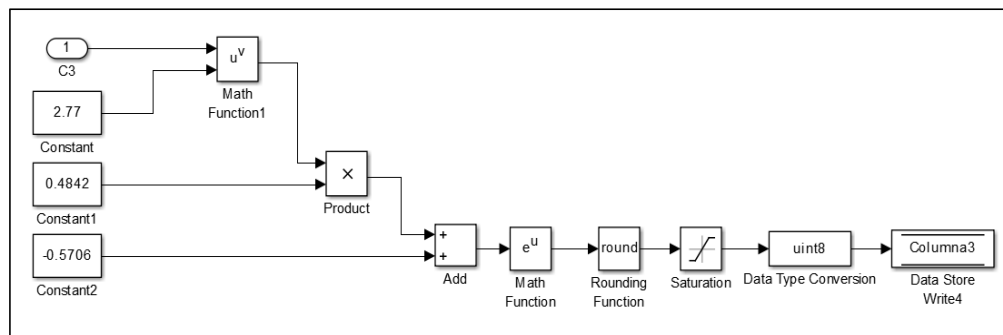
9	2	0.7	2.075	0.6451	0.8944	0.3066	1.12
	3	0.2231	3.513	-0.2753	0.9892	0.0897	1.33
	4	1.401	0.9702	0.6505	0.9291	0.1958	0.39
	5	0.4267	2.445	0.5216	0.9586	0.1733	0.85
10	2	0.1267	4.044	0.1031	0.9816	0.0936	1.12
	3	0.2479	3.313	0.3125	0.8003	0.3260	1.26
	4	0.4386	2.56	0.431	0.8280	0.5394	1.38
	5	0.2845	3.35	-0.5949	0.9945	0.0969	1.23
11	2	0.3269	3.114	-0.3059	0.9327	0.0793	1.36
	3	0.3185	3.077	-0.2092	0.9957	0.0796	1.49
	4	1.645	1.296	-0.7464	0.9870	0.0983	0.99
	5	0.1481	3.941	0.3591	0.8892	0.7415	1.57
12	2	0.581	2.579	-0.5749	0.9863	0.1025	1.07
	3	0.0406	5.757	0.1292	0.9177	0.3384	1.59
	4	4.661	0.3175	-2.5	0.8416	0.3402	0.82
	5	1.117	1.592	-0.1675	0.9511	0.1724	0.98
13	2	3.214	0.9964	-3.353	0.9754	0.0895	1.30
	3	0.3623	3.041	-0.6975	0.9804	0.0699	1.42
	4	6.494	0.3522	-4.803	0.9718	0.0866	0.79
	5	9.58	0.2054	-6.901	0.9422	0.1917	0.56
14	2	0.3141	3.009	-0.0195	0.9797	0.0889	1.12
	3	0.0807	4.504	0.2754	0.9713	0.1378	1.11
	4	1.284	1.261	0.1114	0.8772	0.2102	0.72
	5	7.293	0.2794	-5.267	0.9642	0.1157	0.48
15	2	2.576	0.5613	-0.3057	0.9321	0.164	0.28
	3	0.609	2.006	0.3298	0.9421	0.1866	0.76
	4	7.597	0.3179	-6.213	0.8826	0.2768	0.84

Los 63 modelos de regresión potencial en escala semilogarítmica fueron implementados en la tarjeta STM32F407, con el fin de realizar una predicción de fuerza a partir del diferencial de potencial de cada punto de medición de la plantilla de manera online. Primeramente se realiza una comparación entre el valor de voltaje adquirido con el valor del límite de detección (ver Figura 116). Si el diferencial de potencial registrado es mayor al valor de LoD establecido, se procede a calcular el valor de fuerza que representa dicho valor de voltaje a través del modelo matemático.



**Figura 116 Comparación del valor de voltaje con el valor de LoD**

La Figura 117 presenta el modelo de regresión potencial para un punto de la plantilla, implementado en la tarjeta STM32F407.



**Figura 117 Modelo de regresión potencial implementada en STM32F407**



## **CAPÍTULO VI**

### **INTEGRACIÓN DEL SISTEMA PORTABLE PARA LA CARACTERIZACIÓN DE LA BIOMECÁNICA DE LA EXTREMIDAD INFERIOR**

#### **6.1. Introducción**

En los capítulos anteriores se presentó el diseño e implementación del hardware para la adquisición de señales EMG, ángulos de flexión y fuerza ejercida por la pisada del pie. Estos tres sistemas funcionan correctamente por separado, sin embargo el dispositivo final debe integrar estos tres sistemas para que funcionen en conjunto adecuadamente.

En este capítulo se explica la integración del sistema completo para formar un dispositivo portátil y no invasivo, que permita la adquisición paralela y sincronizada en tiempo real de todas las señales y que a su vez almacene los datos adquiridos en una memoria extraíble. Adicionalmente, se presenta el desarrollo de un Interfaz Hombre – Máquina (HMI) que permite la visualización de manera offline de: 8 canales de EMG, 9 señales de los IMUs correspondiendo 3 a cada uno y los 63 puntos de medición que posee la plantilla instrumentada. La interfaz se desarrolló en el software Matlab utilizando la herramienta GUIDE que permite diseñar interfaces de usuario personalizadas de manera gráfica.

#### **6.2. Consideraciones de diseño**

Es necesario establecer consideraciones de diseño para la selección correcta de la tarjeta de adquisición. La Tabla 16 muestra las características mínimas que debe cumplir la tarjeta para adquirir y almacenar las señales de forma simultánea.

**Tabla 16**  
**Características para tarjeta de adquisición**

<b>Hardware</b>	<b>Característica</b>	<b>Cantidad</b>
<b>EMG</b>	Módulos ADC	9
	Módulos SPI	1
	Pines I/O	8
<b>IMU</b>	Módulos I2C	2
	Pines I/O	2
<b>PLANTILLA</b>	Módulos ADC	5
	Pines I/O	15
<b>SD CARD</b>	Módulos SDIO	1
	Pines I/O	5

La tarjeta STM32F407 Discovery cumple con todos los requisitos necesarios para este proyecto. Las características más importantes de esta tarjeta se detallan en la Tabla 17.

**Tabla 17**  
**Resumen de características STM32F407**

<b>Característica</b>	<b>Valor</b>
Memoria Flash	1 MB
SRAM	192 KB
Velocidad	168 MHz
Módulos ADC	16
Bits ADC	12 bits
Módulos SPI	3
Módulos I2C	3
Módulos SDIO	1
Pines I/O	140

Fuente: (STMicroelectronics, 2016)

### 6.3. Integración de los sistemas de adquisición en un único dispositivo

Para el estudio de la biomecánica y el análisis del movimiento del cuerpo humano se utiliza métodos y equipos sofisticados, siendo algunos de ellos: fotogrametría, plantillas instrumentadas, plataformas dinamométricas, electromiografía entre otros. Todos estos equipos son altamente costosos, utilizan un software específico y son de gran tamaño. Debido a esto, se busca implementar un dispositivo que cumpla las siguientes características:

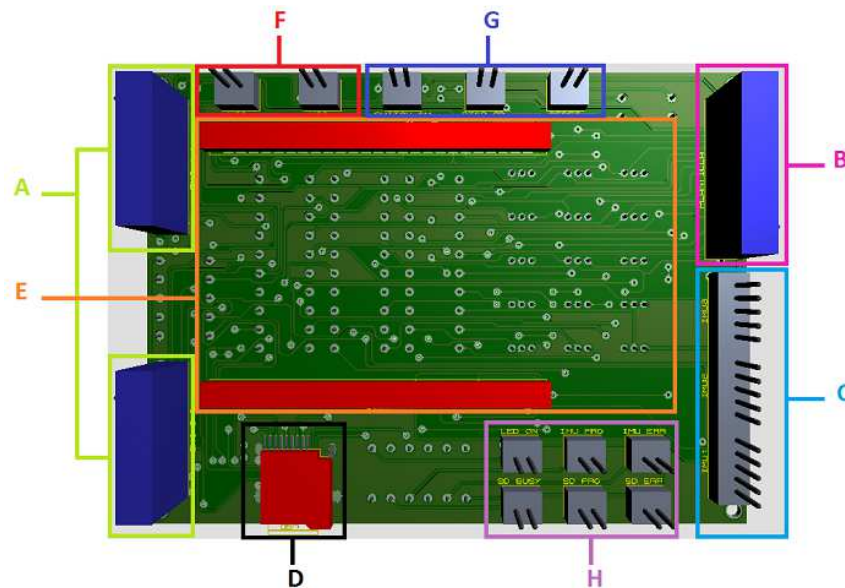
- Portátil: Posea su propia fuente de alimentación y que no dependa de una conexión a un tomacorriente.
- No invasivo: La adquisición de las señales sea no invasiva precautelando siempre la seguridad del sujeto.
- Multisensado: El registro de todas las señales sea de forma simultánea y sincronizada.
- Bajo costo
- Instrumentación propia
- Tamaño reducido

Para la integración del dispositivo se implementó una placa principal que posee el hardware de la plantilla instrumentada y conectores para los IMUs. La Figura 118-a muestra la vista superior de la placa principal, la misma que consta de las siguientes partes:

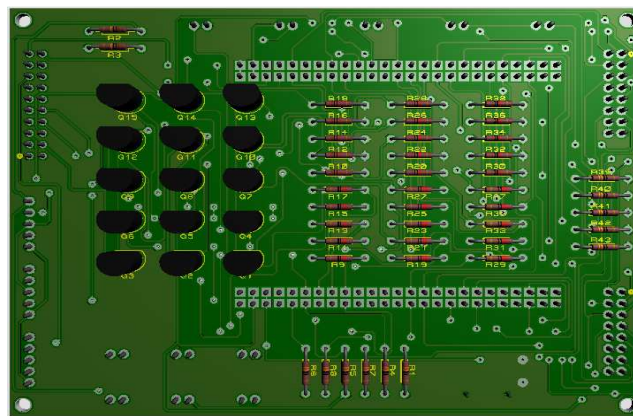
- Sección A: Dos conectores IDC de 16 pines cada uno para la conexión de las dos placas de adquisición de señales EMG.
- Sección B: Conector IDC de 20 pines para la conexión de la plantilla instrumentada.
- Sección C: Tres conectores polarizados de 5 pines cada uno para la conexión de los IMUs.
- Sección D: Conector para memoria extraíble.
- Sección E: Conector para montar STM32F407
- Sección F: Dos conectores polarizados de 2 pines cada uno para la conexión de las baterías

- Sección G: Tres conectores polarizados de 3 pines cada uno para la conexión de pulsadores
- Sección H: Seis conectores polarizados de 2 pines cada uno para la conexión de leds indicadores.

La Figura 118-b presenta la vista inferior de la placa principal donde se encuentra el hardware de adquisición para la plantilla instrumentada.



a)



b)

**Figura 118 Placa principal**

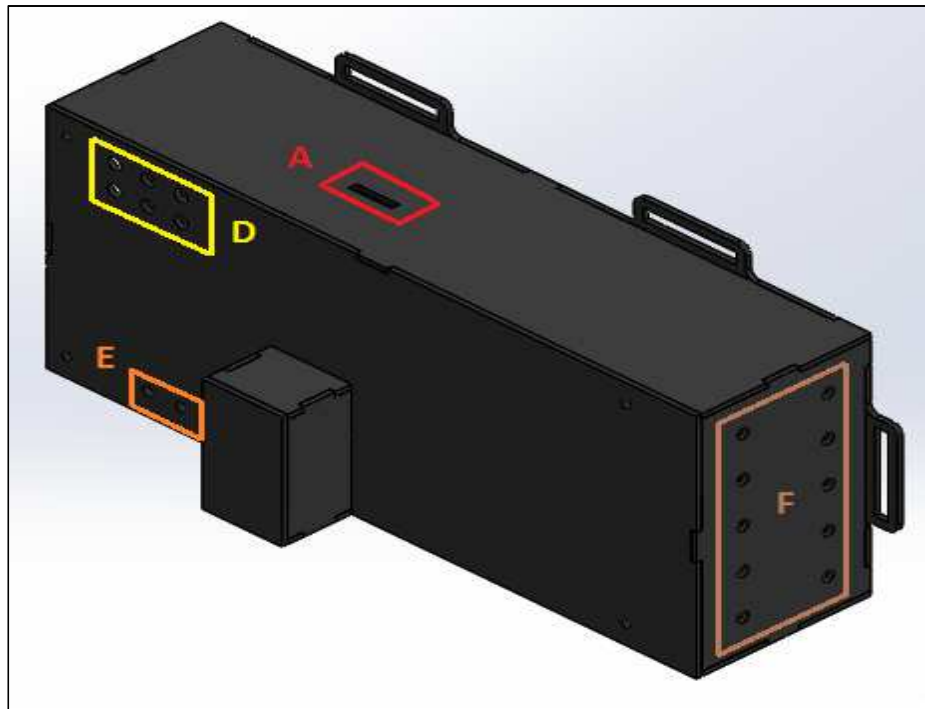
a) Vista superior, b) Vista inferior

Con la placa principal ya implementada en conjunto con las dos placas de adquisición de señales EMG, se realizaron varias pruebas con el fin de comprobar el funcionamiento del sistema final. Debido al preprocesamiento que se realiza a los 8 canales de EMG; a la configuración y transformación de datos de los 3 IMUs y añadiendo a eso; la linealización y regresión no lineal de los 63 puntos de medición de la plantilla instrumentada; la memoria RAM de la tarjeta STM32F407 se satura.

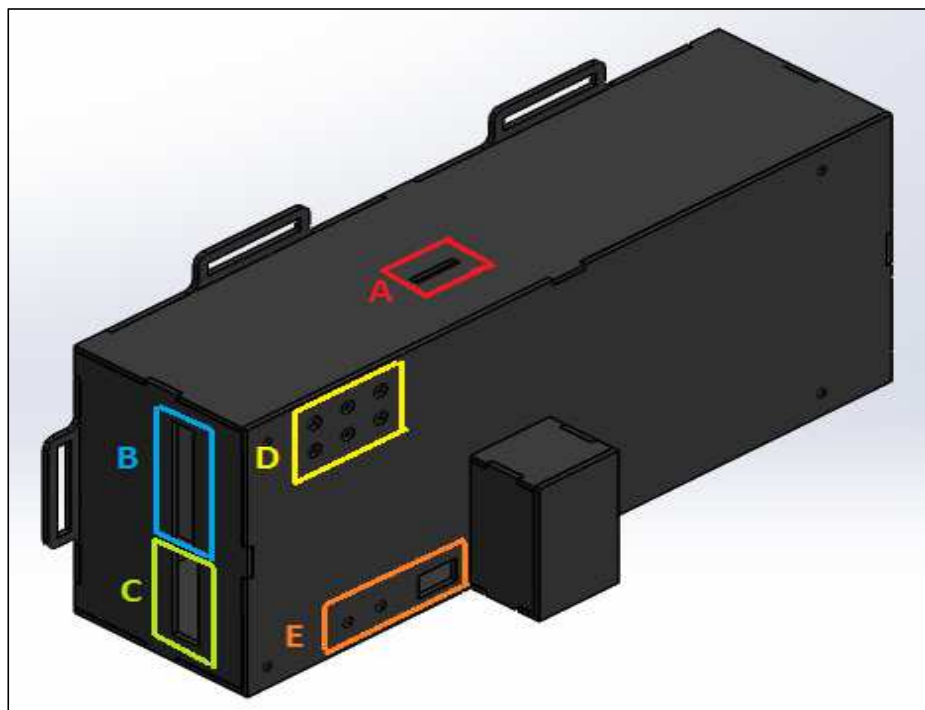
Por tanto, se utiliza otra tarjeta STM32F407 dedicada solo a la adquisición y transformación de los datos correspondientes a los 3 IMUs. Los datos adquiridos por esta tarjeta son enviados a través de comunicación serial a la STM32F407 que se encuentra en la placa principal.

Para colocar las placas organizadamente y dar un punto de soporte estable se necesita de una carcasa. A parte de dar una apariencia estética al sistema final, también lo protege contra golpes, corrosión, etc. La carcasa para el dispositivo fue diseñada en el software SolidWorks e impresa a laser en material acrílico color negro. La Figura 119 presenta la vista isométrica de la carcasa del dispositivo donde se muestra las siguientes etiquetas:

- A: Ranura para memoria extraíble.
- B: Ranura para conectores de IMUs.
- C: Ranura para conector de plantilla.
- D: Orificios para leds indicadores
- E: Orificios para pulsadores
- F: Ranuras para conectores de electrodos.



a)



b)

**Figura 119** Diseño de carcasa del dispositivo  
a) Vista isométrica, b) Vista isométrica rotada 90°

Internamente la carcasa contiene la placa principal, placa de segunda STM32F407 y las dos placas de adquisición de señales EMG. Las placas se distribuyen formando una estructura de dos pisos. En el piso inferior se ubica la placa de segunda STM32F407 y una placa de adquisición de señales EMG; mientras que en el piso superior se coloca la placa principal y la segunda placa de adquisición para EMG (ver Figura 120).



**Figura 120** Ubicación de placas dentro de carcasa

#### 6.4. Interfaz Hombre-Máquina

Para proporcionar un medio de visualización a todas las señales adquiridas y preprocesadas por el dispositivo final, se diseña una Interfaz Hombre-Máquina (HMI) que permite la comunicación entre el usuario y el dispositivo. La Interfaz Hombre-Máquina (HMI) se diseñó en el software Matlab R2015a debido a que toda la programación que se embebió en la tarjeta de adquisición fue realizado en Matlab / Simulink. Adicionalmente, todo el preprocesamiento de las señales descrito anteriormente también fue realizado en este software.

Para el diseño de la HMI se utilizó la herramienta GUIDE de Matlab que permite crear de forma gráfica interfaces de usuario personalizadas propias para que otras personas las utilicen.

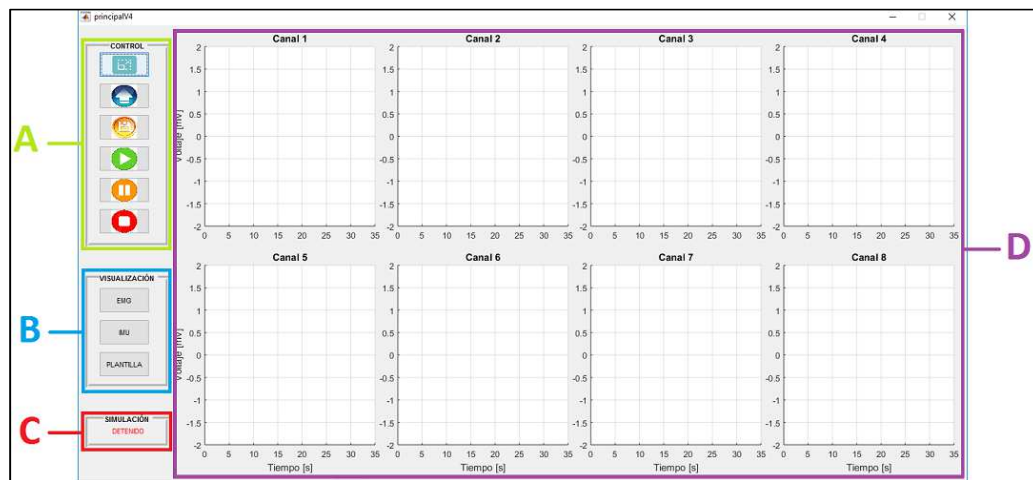
La HMI al ser el medio de interacción entre el hombre y la máquina debe cumplir ciertas características como por ejemplo ser intuitiva, amigable con el usuario, sencilla de utilizar y que su diseño se adapte a las necesidades del usuario y la aplicación. Previo a su diseño se determina la función principal de la HMI, que en este caso es la visualización de manera offline de todas las señales almacenadas en la memoria extraíble por la tarjeta de adquisición. Estas señales son: 8 canales de EMG preprocesados, los 3 ángulos de flexión (X, Y, Z) adquiridos por cada IMU y los 63 puntos de medición de la plantilla instrumentada.

Teniendo en cuenta la cantidad de señales a visualizar, la pantalla se distribuye en una zona de visualización y en una zona de control y acción. En la Figura 121, Figura 122 y Figura 123 se presenta la organización de la pantalla de la HMI, en la que se puede observar las siguientes secciones:

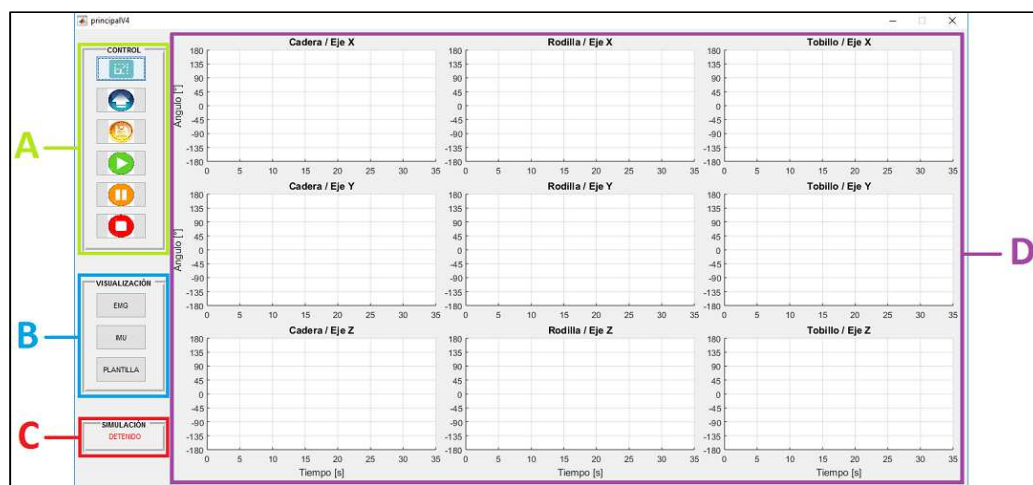
- Sección A: Botones de control de la Interfaz. El 1er botón empezando desde arriba permite maximizar la ventana. El 2do carga los datos almacenados en la memoria extraíble. El 3er botón guarda los datos en un archivo de Excel. El 4to, 5to y 6to botón permiten iniciar, pausar y detener la simulación respectivamente.



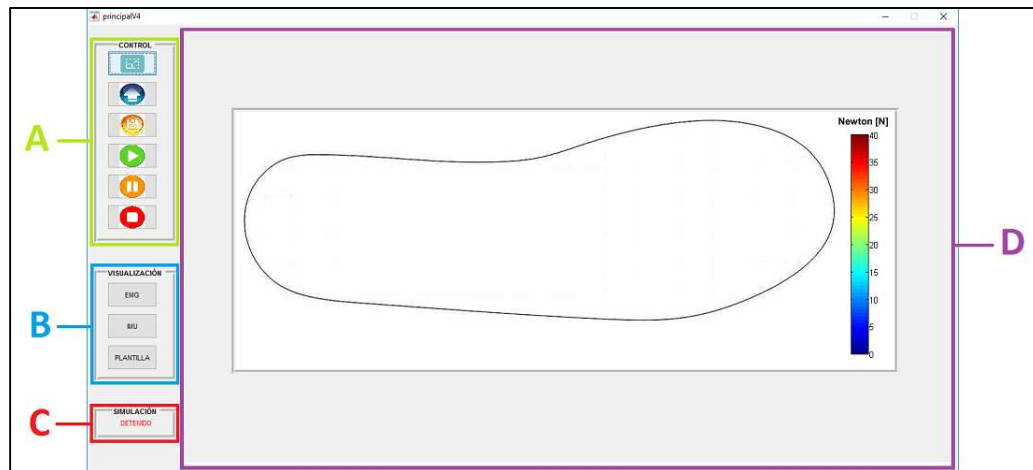
- Sección B: Botones que permiten el acceso a las gráficas tanto de EMG, IMUs y plantilla.
- Sección C: Indicador textual que indica el estado de la simulación ('CORRIENDO', 'PAUSADO' o 'DETENIDO').
- Sección D: Espacio dedicado para la visualización de las gráficas de EMG, IMUs y plantilla. La Figura 121 muestra las gráficas para los 8 canales de EMG preprocesados. La Figura 122 presenta las 9 señales de los IMUs y la Figura 123 muestra la plantilla instrumentada, donde al momento de existir fuerza en algún punto de medición de la plantilla, el punto se pinta de un color determinado, representando así, un valor de fuerza en Newton.



**Figura 121 Pantalla para visualización de EMG**



**Figura 122 Pantalla para visualización de IMUs**



**Figura 123 Pantalla para visualización de plantilla**

Antes de dar inicio a la simulación, primeramente se debe cargar los datos almacenados en la memoria extraíble haciendo click en el botón “cargar” (2do botón del panel de control). La memoria extraíble almacena los datos en un archivo tipo \*.txt. Cargados los datos ya se puede tener control de la simulación a través de los botones que hacen referencia a “play”, “pause” y “stop”. Conforme avanza la simulación se puede seleccionar el tipo de señal a visualizar, ya sea EMG, IMUs o PLANTILLA mediante los botones que se encuentran en el panel de visualización.

Debido a la gran cantidad de señales a visualizar, el número de gráficas que contiene la zona de visualización tanto para EMG, IMUs y PLANTILLA, y el proceso interno que realiza la HMI para representar los datos de la memoria extraíble en gráficos; la escala temporal de la simulación es diferente a la escala temporal de la adquisición. Por tal motivo, el tiempo de simulación es mayor al tiempo de adquisición. El **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.** presenta el manual de usuario de la HMI, donde se indica el correcto uso y funcionamiento de la misma.

## **CAPÍTULO VII**

### **PROTOCOLO DE ADQUISICIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS**

#### **7.1. Metodología**

Las pruebas desarrolladas tienen por objetivo estudiar la influencia de la fatiga muscular en la extremidad inferior derecha al realizar un ejercicio físico. Esto conlleva, analizar el cambio cuantitativo de las señales EMG; ángulos de flexión de cadera, rodilla y tobillo; y por último un análisis cualitativo del comportamiento de la fuerza ejercida por la pisada.

Previo al registro de las señales, son descritas una serie de pasos e instrucciones a seguir por el especialista encargado y el paciente con el propósito de establecer un protocolo de adquisición. Este protocolo define el ejercicio a realizar, ubicación de electrodos e IMUs, tiempo de duración del ejercicio, entre otros; permitiendo minimizar los errores en el registro de las señales y la influencia de perturbaciones externas.

A partir del protocolo definido fue creada una base de datos con las señales EMG, ángulos de flexión y fuerza de la pisada perteneciente a estudiantes voluntarios de la Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE, sin ninguna patología. La base de datos es utilizada para el cálculo de parámetros estadísticos de las señales, y así poder analizar los efectos de la fatiga muscular en el rendimiento físico de la persona.

Respecto a las señales EMG, se calcularon características en el dominio del tiempo tales como el valor promedio rectificado (ARV), valor cuadrático medio (RMS) y cruces por cero (ZC). El valor ARV elimina las mayores fluctuaciones de la señal, logrando así suavizar la curva y obtener la envolvente de la contracción muscular. Por otro parte, el valor RMS proporciona una medida sobre la energía de la señal y el valor ZC es una medida de frecuencia que consiste en contar el número de veces por unidad de tiempo que la amplitud de la señal cruza por cero.

Para los datos adquiridos por los IMUs, se obtuvo los ángulos máximos y mínimos de cada eje (X, Y, Z) tanto para cadera, rodilla y tobillo. De esta forma, se identificó el cambio de la postura de las articulaciones de la extremidad inferior al momento de realizar el ejercicio físico.

Con las características obtenidas tanto de la señal EMG y de los ángulos de flexión se realizó un análisis estadístico de diferencia de medias en base al cálculo del p-valor con el método no paramétrico de Mann – Whitney, con el fin de verificar si existe un cambio en la distribución de los datos tanto en el inicio como final del ejercicio físico.

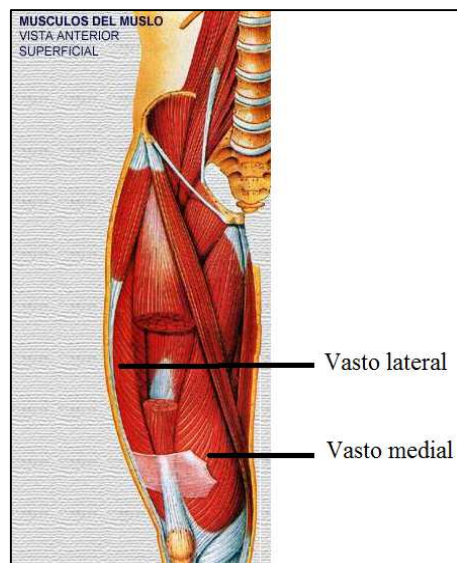
## **7.2. Protocolo de adquisición**

El protocolo de adquisición establece una lista de instrucciones y pasos a seguir de manera precisa, el cual permite estandarizar el proceso de adquisición y que las señales adquiridas no se vean afectadas por perturbaciones externas o por errores cometidos durante el registro. Para este propósito el protocolo especifica: el ejercicio que se va a realizar; los músculos que intervienen en el ejercicio; la ubicación correcta de los electrodos sobre los músculos; la posición adecuada de IMUs en las articulaciones; el tiempo de ejecución del ejercicio y el número de series que se va a realizar.

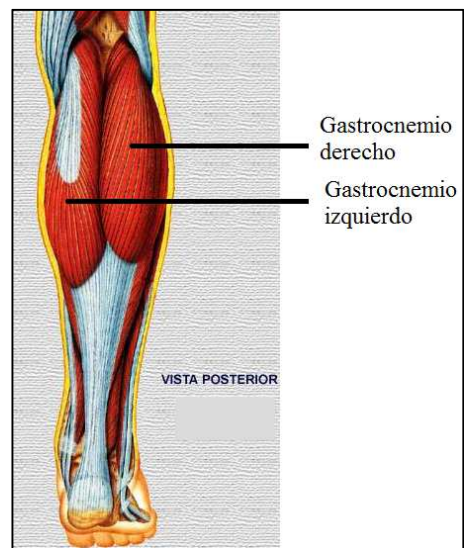
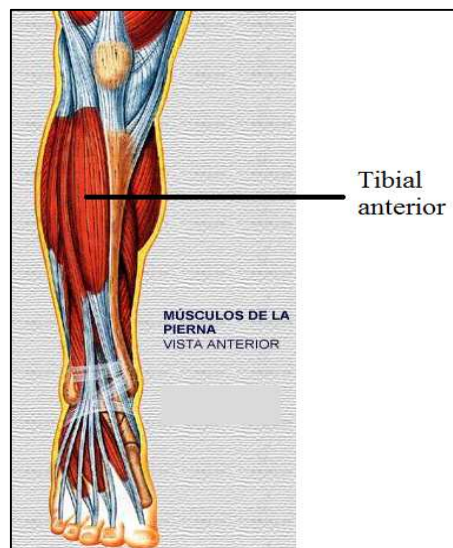
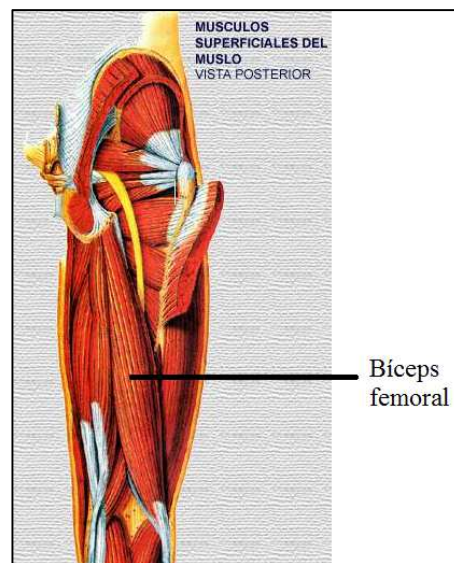
Tomando en cuenta que las personas deben alcanzar un estado de agotamiento, se buscó un ejercicio de alta intensidad y que involucre la mayor cantidad de músculos de las extremidades inferiores, sin causar ninguna lesión. Considerando estos parámetros se eligió el ejercicio de sentadillas (squats), el cual ejerce gran esfuerzo físico sobre los músculos tanto del muslo como de la pierna. La Figura 124 presenta los músculos de la extremidad inferior derecha que intervienen en este ejercicio, los cuales son:

- Muslo: Vasto medial, vasto lateral, bíceps femoral
- Pierna: Tibial anterior, gastrocnemio izquierdo y derecho

## Vista anterior



## Vista posterior

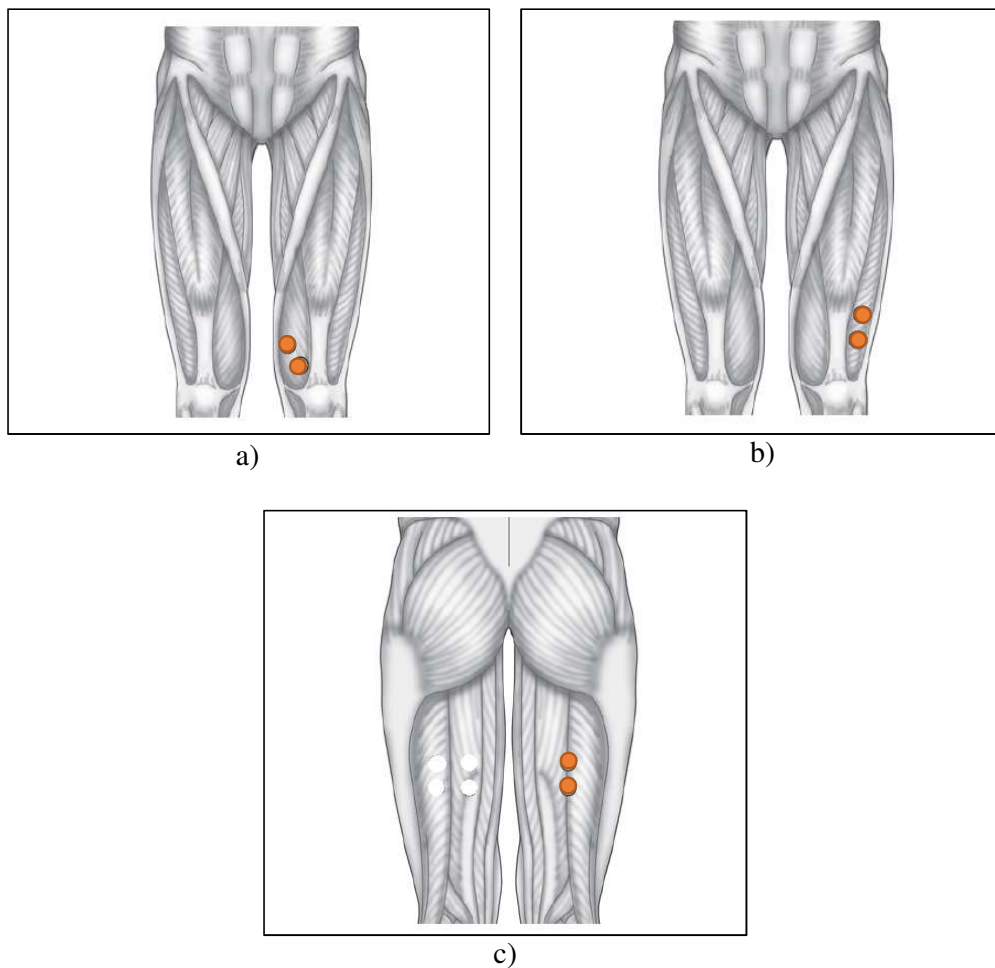


**Figura 124** Músculos que intervienen en el ejercicio de sentadillas

- a) Muslo vista anterior, b) Muslo vista posterior  
c) Pierna vista anterior, d) Pierna vista posterior

Fuente: (Instituto Químico Biológico, 2004)

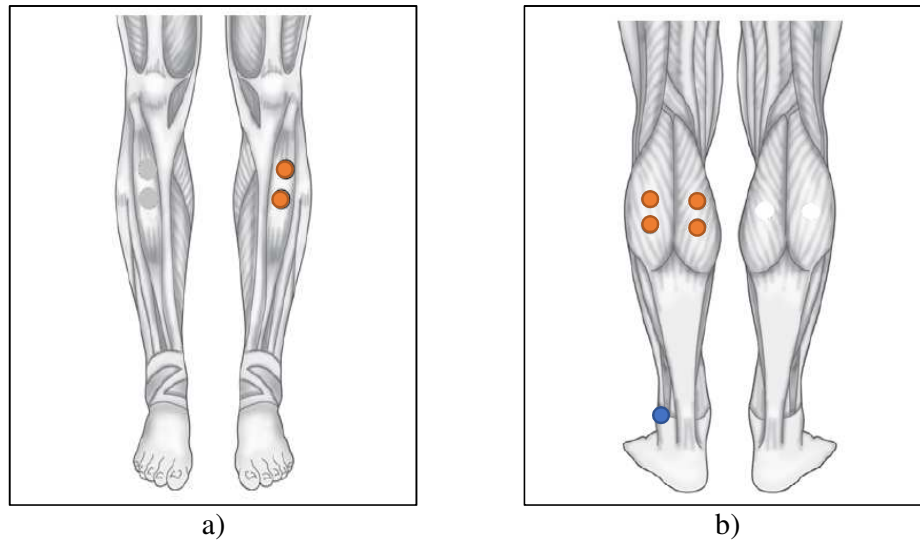
Para obtener un registro correcto de las señales EMG se colocaron los electrodos bipolares de acero inoxidable siguiendo las instrucciones que recomienda el proyecto SENIAM (SENIAM, 1996). La Figura 125 presenta la ubicación de los electrodos bipolares sobre los músculos del muslo, mientras que la Figura 126 muestra la posición sobre los músculos de la pierna. Los electrodos bipolares están representados por círculos color naranja, en cuanto que el único electrodo de referencia por un círculo de color azul.



**Figura 125 Ubicación de electrodos en músculos del muslo**

a) Vasto medial, b) Vasto lateral, c) Bíceps femoral

Fuente: (Criswell, 2011)



**Figura 126 Ubicación de electrodos en músculos de pierna**  
a) Tibial anterior, b) Gastrocnemio izquierdo y derecho

Fuente: (Criswell, 2011)

Los IMUs son colocados en las articulaciones principales de la extremidad inferior derecha, las cuales son: cadera, rodilla y tobillo. El IMU referente a la cadera es ubicado en la parte posterior del cuerpo, específicamente sobre el coxis. Se utiliza como soporte una licra deportiva. Para la articulación de la rodilla, el IMU se coloca sobre la rótula, usando como soporte una rodillera. Finalmente, el IMU asociado al tobillo se lo posiciona en la parte inferior de la tibia con una tobillera de soporte. La Figura 127 presenta la ubicación final de los IMUs.



**Figura 127 Ubicación de IMUs sobre articulaciones de extremidad inferior**

Previo a la adquisición de señales se debe tomar en cuenta las siguientes consideraciones:

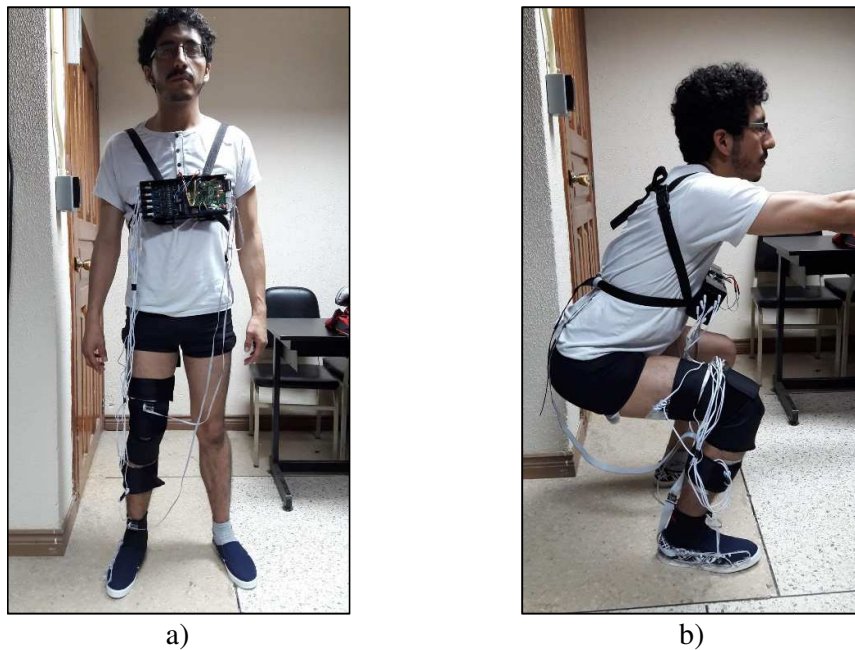
- El sujeto de prueba debe usar ropa deportiva (camiseta, pantaloneta) para su comodidad al momento de realizar el ejercicio de sentadillas.
- En sujeto de prueba no debe realizar ningún esfuerzo físico previo al registro de señales.
- Para la fijación de los electrodos sobre la piel se debe utilizar cinta quirúrgica de papel y bandas elásticas.
- Antes de dar inicio al registro, el sujeto de prueba debe realizar ejercicios de estiramiento, con el fin de calentar los músculos para evitar lesiones.
- El registro se realiza con el sujeto de prueba en posición parada, como punto de partida antes de realizar el ejercicio.
- Durante el ejercicio no debe existir contacto físico entre el especialista que realiza la adquisición y los sujetos de prueba, con el fin de no distraer al paciente.
- Antes de empezar el registro se informa al sujeto de prueba (Gueren, 2013):
  - ✓ Que el registro es indoloro.
  - ✓ Para su comodidad debe retirarse todos los materiales metálicos como pulseras, reloj, cadenas, cinturones, etc.
  - ✓ Que debe realizar el ejercicio de sentadillas, procurando que el ángulo de flexión de la rodilla sea de 90° y la espalda debe permanecer lo más recta posible.

La adquisición de señales se la realiza con estudiantes voluntarios de la Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE. Es importante resaltar, que las personas voluntarias no posean lesiones en las extremidades inferiores.



El registro se lo realiza en el Laboratorio de Biomédica de la ESPE, de forma individual y tomando en cuenta las consideraciones mencionadas anteriormente. Previo al inicio del registro se realiza ejercicios de calentamiento durante 2 minutos para elevar la temperatura corporal y distensionar los músculos de las extremidades inferiores, esto con el fin de evitar lesiones al sujeto de prueba. Posterior a estos 2 minutos, el paciente realiza 4 series de sentadillas con duración de 1 minuto cada serie y con intervalos de descanso de 30 segundos. Durante la ejecución del ejercicio, el sujeto permanece 3 segundos en posición parada y 3 segundos soportando su propio peso flexionado las rodillas en un ángulo de  $90^\circ$ , como se indica en la Figura 128.

Durante todo este proceso se realiza la adquisición paralela y sincronizada en tiempo real de las señales electromiográficas, ángulos de flexión y fuerza ejercida por la pisada. Toda esta información es almacenada en una memoria micro SD extraíble ubicada en el dispositivo biomecánico portable.



**Figura 128** Posición del sujeto de prueba en la ejecución del ejercicio  
a) Posición parada, b) Posición sentadilla

A continuación, se describe de forma detallada el protocolo de adquisición para el registro de las señales:

1. Antes de dar inicio a la adquisición, se explica el procedimiento al sujeto de prueba y las consideraciones mencionadas anteriormente.
2. Situar el dispositivo biomecánico portable en la parte anterior del tronco del cuerpo del sujeto, utilizando correas ajustables como soporte.
3. Colocar la licra, rodillera y tobillera al sujeto, las cuales ya contienen fijos los IMUs.
4. Ubicar los electrodos bipolares en los músculos de interés, utilizando cinta quirúrgica y bandas elásticas para su fijación a la piel.
5. Colocar los zapatos deportivos al sujeto. El zapato derecho contiene internamente la plantilla instrumentada.
6. Realizar ejercicios de estiramiento durante 2 min para calentar los músculos de las extremidades inferiores.
7. Durante 1 min el sujeto realiza la primera serie de sentadillas procurando que el ángulo de flexión de la rodilla sea de  $90^\circ$ . Se guarda el registro como SX\_1. El sujeto relaja los músculos durante 30 seg.
8. Se realiza la segunda serie de sentadillas durante 1 min y se guarda el registro como SX\_2. Se relaja los músculos nuevamente por 30 seg.
9. El sujeto ejecuta la tercera serie del ejercicio durante 1 min y se guarda el registro como SX\_3. Inmediatamente se relaja los músculos por 30 seg.
10. Se realiza la cuarta serie de sentadillas durante 1 min y se guarda el registro como SX\_4. Se relaja los músculos nuevamente por 30 seg.
11. Se retira electrodos, bandas elásticas, licra, rodillera y todo lo mencionado anteriormente del sujeto.

Cabe resaltar, que X es un número de 2 dígitos que funciona como un código para la identificación de cada sujeto de prueba.

### 7.3. Resultados

La magnitud de la señal EMG posee una naturaleza aleatoria variante en el tiempo por encima y por debajo del valor cero, por lo cual las medidas directas sobre la señal EMG no proporcionan ninguna información útil. Por este motivo se calcula características en el dominio del tiempo que son: valor promedio rectificado (ARV), valor cuadrático medio (RMS) y los cruces por cero (ZC), con el fin de eliminar el comportamiento aleatorio de la señal.

El valor ARV es el área bajo la curva de la señal rectificadas EMG en un intervalo de tiempo definido T, esta toma la media de los valores aleatorios de la señal para eliminar los picos fluctuantes de la misma. De esta forma se consigue la envolvente de la contracción muscular. Para obtener el valor ARV en el tiempo de un registro completo de una señal, es necesario mover la duración T de la ventana de tiempo a lo largo del registro, esta operación se conoce como media móvil y está definido por la expresión matemática (13).

$$|\overline{m(t)}| = \frac{1}{T} \int_t^{t+T} |m(t)| dt \quad (13)$$

El valor RMS se calcula mediante la raíz cuadrada de la integral de la media de los valores al cuadrado de la señal EMG sin procesar en un intervalo de tiempo definido. El valor RMS de la señal EMG es una medida de la potencia eléctrica y es proporcional al número de unidades motoras activas en una fibra muscular. La fórmula matemática se define en la ecuación (14).

$$RMS\{m(t)\} = \left( \frac{1}{T} \int_t^{t+T} m^2(t) dt \right)^{1/2} \quad (14)$$

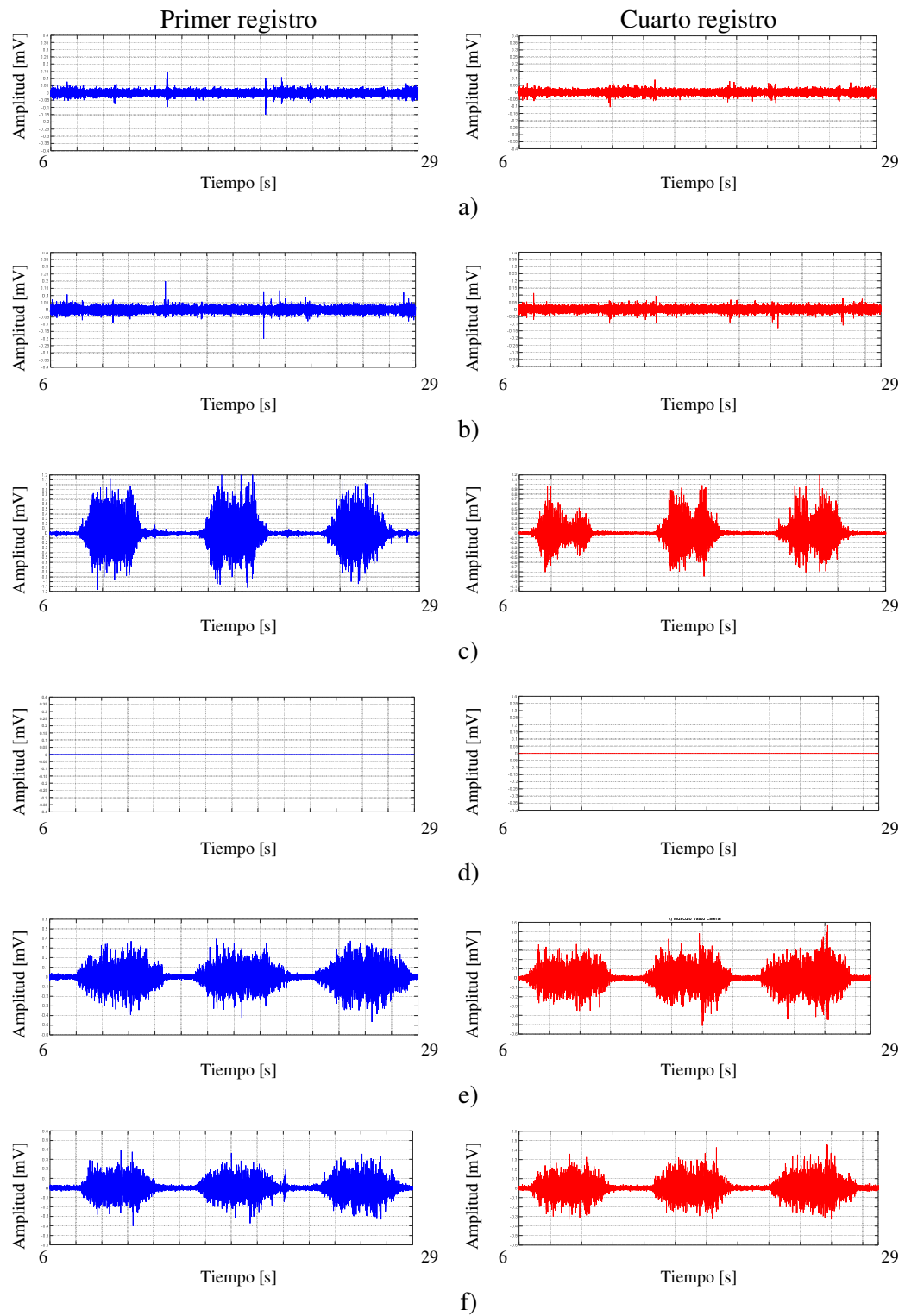
Por otro lado los Cruces por Cero (ZC) es un método que consiste en contar el número de veces por unidad de tiempo que la amplitud contiene un pico o cruza la línea base de la señal. La relación de ZC y el número de potenciales acción de la unidad motora (MUAPTs) es directamente proporcional. Este parámetro proporciona información sobre la frecuencia media de la señal sin hacer un análisis espectral.

La caracterización de los IMUs se hizo en base a la estimación de los ángulos absolutos máximo y mínimo de los segmentos corporales cadera, muslo y pierna sobre los ejes Y, Z. Estos dos ángulos proporcionan información sobre la alteración del movimiento y posición en las articulaciones de la extremidad inferior al momento de realizar el ejercicio. Debido a la configuración que se manejó para los sensores inerciales en cuanto a que el eje X tome como referencia el polo norte magnético de la tierra, y adicionalmente no todos los sujetos de prueba tuvieron la misma posición inicial respecto a este punto de referencia de la tierra, en consecuencia, los ángulos obtenidos respecto a este eje no aportaron información útil por lo que se descartaron para el análisis desarrollado.

El ejercicio de sentadillas se realizó en 4 series de 1 minuto con intervalos de descanso de 30 segundos, sin embargo, para el análisis estadístico únicamente se trabajó con las contracciones que se produjeron en el registro completo de la primera serie en comparación con las contracciones que se produjeron en el registro completo de la última serie.

Para verificar si existe una diferencia cuantitativa de las señales EMG y ángulos máximos y mínimos de los segmentos corporales cadera, muslo y pierna entre el primer y último registro se realizó un análisis estadístico de diferencia de medias en base al cálculo del p-valor con el método no paramétrico de Mann-Whitney. Este análisis se lo realizó sobre los parámetros RMS, ARV, ZC, ángulo mínimo y ángulo máximo. Adicionalmente dentro del análisis estadístico se calculó la media y la desviación estándar de los parámetros ya mencionados tanto los del primer como último registro.

A manera de ejemplo en la Figura 129 se muestra las señales EMG de los músculos de interés tanto del muslo como de la pierna del primer y último registro.



**Figura 129** Señales EMG de los músculos en el inicio y fin del ejercicio

a) Gastrocnemio derecho, b) Gastrocnemio izquierdo, c) Tibial anterior,

d) Bíceps femoral, e) Vasto lateral, f) Vasto medial

Los músculos gastrocnemio tanto derecho e izquierdo y bíceps femoral no son sometidos a un esfuerzo físico durante el ejercicio de sentadillas, debido a que no presentan actividad bioeléctrica tanto en el primer y último registro. Mientras que los músculos: tibial anterior, vasto lateral y vasto medial si presentan actividad bioeléctrica tanto al inicio como final del ejercicio (ver Figura 129).

En la Tabla 18 se presenta los resultados estadísticos del músculos tibial anterior, al inicio del ejercicio se tiene una mayor potencia ( $ARV=0.2741\pm 0.0456$  mV) en comparación con el final del ejercicio ( $ARV=0.214\pm 0.0338$  mV), esto se debe a que existe una menor actividad muscular ya que el sujeto se encuentra en estado de fatiga lo que causa que el músculo no tenga la capacidad de generar la misma potencia muscular que tenía al inicio. Esto también se ve reflejado en el valor RMS que es otra característica que representa la potencia de la señal EMG.

Al inicio del ejercicio se genera un mayor número de potenciales de acción ( $ZC=1411.3\pm 203.36$ ), esto significa que el músculo se encuentra más activo, por otra parte, al final del ejercicio se nota la disminución de esta característica ( $ZC=1118.2\pm 110.35$ ) lo que indica que el músculo fue incapaz de mantener los mismos potenciales de acción. En la Tabla 18 se muestran los valores medios y desviación estándar de los parámetros ARV, RMS y ZC del músculo tibial anterior. Como se puede observar estos parámetros presentan diferencias estadísticamente significativas antes y después de la fatiga que se ve reflejado con un  $p\text{-val} < 0.001$ .

**Tabla 18**  
**Resultados de señal EMG de músculo tibial anterior**

<b>EMG3 – TIBIAL ANTERIOR</b>			
<b>Característica</b>	<b>Inicio ejercicio</b>	<b>Fin ejercicio</b>	<b>P-val</b>
	<b>Media ± SD</b>	<b>Media ± SD</b>	
ARV	0.2741±0.0456 mV	0.214±0.0338 mV	p<0.001
RMS	0.2751±0.0484 mV	0.217±0.0314 mV	p<0.001
ZC	1411.3±203.36	1181.2±110.35	p<0.001

En la Tabla 19 se puede observar que para el músculo vasto lateral, tanto al inicio del ejercicio ( $ARV=0.095\pm 0.008$  mV y  $RMS=0.092\pm 0.008$  mV) como al final ( $ARV=0.099\pm 0.013$  mV y  $RMS=0.096\pm 0.012$  mV) los parámetros ARV y RMS no presentan una diferencia cuantitativa lo que indica que no existe un cambio significativo en la actividad muscular antes y después de la fatiga, por lo que se mantiene la misma potencia muscular desde el inicio hasta el final del ejercicio. Por otro lado, el parámetro ZC si marca una diferencia ( $ZC=1306.9\pm 160.23$  y  $ZC=1166.5\pm 74.51$ ), lo que indica una disminución en la generación de los potenciales de acción después de la fatiga muscular. De estos tres parámetros el único que presenta una diferencia estadística significativa antes y después de la fatiga es el parámetro ZC ( $p$ -valor=0.001).

**Tabla 19**  
**Resultados de señal EMG de músculo vasto lateral**

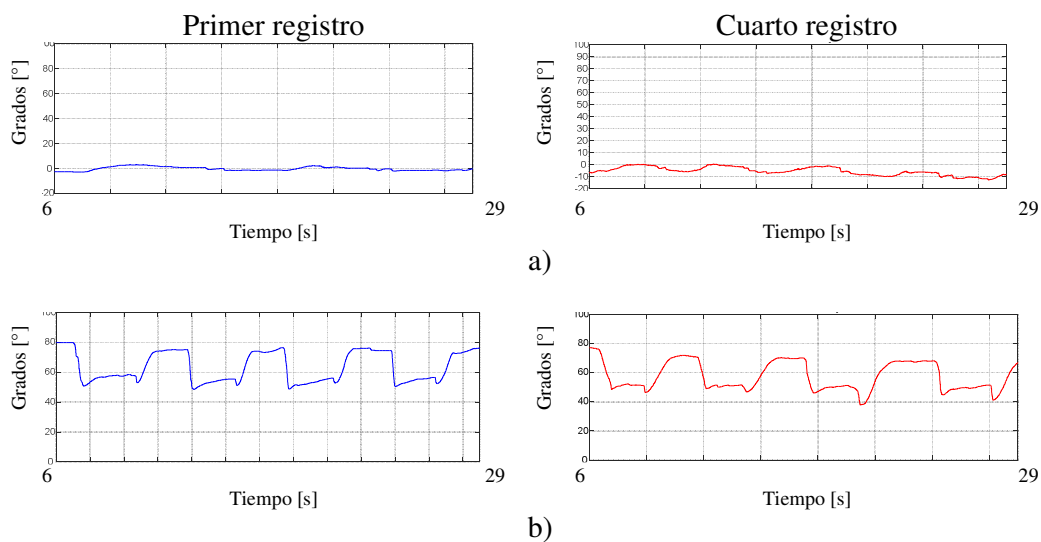
<b>EMG7 – VASTO LATERAL</b>			
<b>Característica</b>	<b>Inicio ejercicio</b>	<b>Fin ejercicio</b>	<b>P-val</b>
	<b>Media <math>\pm</math> SD</b>	<b>Media <math>\pm</math> SD</b>	
ARV	0.0951 $\pm$ 0.0088 mV	0.0992 $\pm$ 0.0134 mV	0.503
RMS	0.0921 $\pm$ 0.0086 mV	0.0965 $\pm$ 0.0128 mV	0.244
ZC	1306.9 $\pm$ 160.23	1166.5 $\pm$ 74.51	0.001

Al igual que en el músculo vasto lateral, el vasto medial tampoco presenta diferencias en cuanto a los niveles de potencia de la señal EMG. En la Tabla 20 se presentan los valores medios y desviación estándar de los parámetros ARV, RMS y ZC del músculo vasto medial. Como se puede observar ZC es el único parámetro que presenta una diferencia estadísticamente significativa antes y después de la fatiga que se ve reflejado con un  $p$ -val=0.003.

**Tabla 20**  
**Resultados de señal EMG de músculo vasto medial**

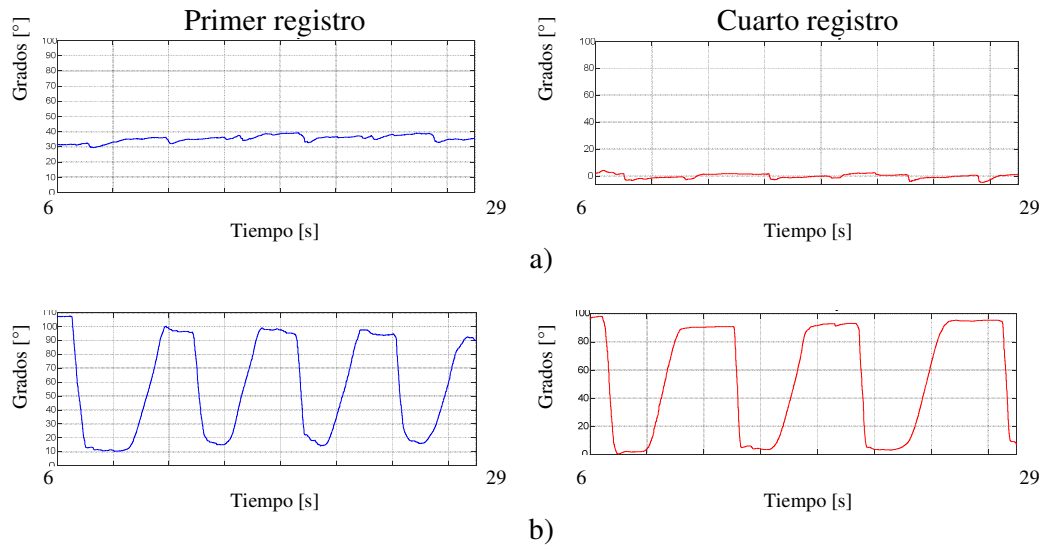
<b>EMG8 – VASTO MEDIAL</b>			
<b>Característica</b>	<b>Inicio ejercicio</b>	<b>Fin ejercicio</b>	<b>P-val</b>
	<b>Media ± SD</b>	<b>Media ± SD</b>	
ARV	0.123±0.0398 mV	0.1164±0.0363 mV	0.571
RMS	0.1201±0.041 mV	0.1127±0.0376 mV	0.477
ZC	1236.7±190.54	1091.8±129.17	0.003

A manera de ejemplo en la Figura 130, Figura 131 y Figura 132 se muestra los ángulos absolutos máximos y mínimos de los segmentos corporales cadera, muslo y pierna sobre los ejes Y, Z tanto del primer como del último registro. El segmento del muslo corresponde al ángulo de la articulación de la rodilla, el segmento de la pierna corresponde al ángulo de la articulación del tobillo y el segmento cadera corresponde al ángulo que forma la espalda baja.

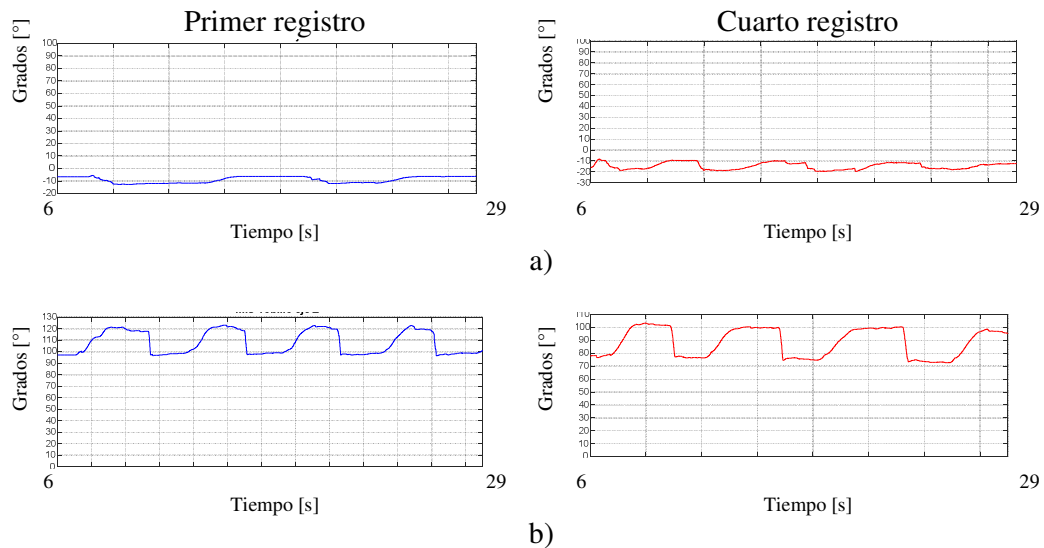


**Figura 130** Ángulos de flexión de segmento corporal cadera  
 a) Cadera eje Y, b) Cadera eje Z





**Figura 131 Ángulos de flexión de segmento corporal muslo**  
a) Muslo eje Y, b) Muslo eje Z



**Figura 132 Ángulos de flexión de segmento corporal pierna**  
a) Pierna eje Y, b) Pierna eje Z

En la Tabla 21 se presenta los resultados estadísticos del ángulo mínimo en el eje “Y” y el ángulo máximo en el eje Z de la cadera, tanto al inicio del ejercicio (ángulo mínimo eje Y= $1.333^{\circ} \pm 3.83^{\circ}$  y ángulo máximo eje Z= $67.421^{\circ} \pm 5.123^{\circ}$ ) como al final (ángulo mínimo eje Y= $2.580^{\circ} \pm 13.245^{\circ}$  y ángulo máximo eje Z= $88.815^{\circ} \pm 32.948^{\circ}$ ) ninguno de los dos parámetros presenta una diferencia importante por lo que antes y después de la fatiga este segmento corporal mantiene la posición y movimiento

correcto, esto se ve reflejado en el p-valor (p-val=0.8366 y p-val=0.065) que indica que no hay una diferencia estadísticamente significativa.

**Tabla 21**  
**Resultados de ángulos de flexión de cadera**

<b>CADERA</b>			
<b>Característica</b>	<b>Inicio ejercicio</b>	<b>Fin ejercicio</b>	<b>P-val</b>
	<b>Media ± SD</b> <b>[Grados]</b>	<b>Media ± SD</b> <b>[Grados]</b>	
Angulo mínimo eje Y	1.333 ± 3.831	2.580 ± 13.245	0.8366
Angulo máximo eje Z	67.421 ± 5.123	88.815 ± 32.948	0.065

En la Tabla 22 se puede observar los resultados obtenidos de los ángulos mínimos del segmento corporal muslo en el eje “Y” y “Z”, al inicio del ejercicio (ángulo mínimo eje Z=27.708°±9.484°) como al final (ángulo mínimo eje Z=25.033°±13.16°) el ángulo en el eje z no presenta ninguna diferencia importante esto está sustentado por el p-valor (p-val=0.8126) que indica que la posición angular de la rodilla no se altera después de la fatiga muscular. Por otro lado, el ángulo en el eje “Y” si presenta una diferencia (ángulo mínimo eje Y=12.31°±14.56° y ángulo mínimo eje Y=-2.98°±3.92°) lo que significa que existe una alteración en la posición angular del segmento corporal muslo respecto al eje Y, este resultado se ratifica por el p-valor (p<0.001) que indica que si existe una diferencia estadísticamente significativa.

**Tabla 22**  
**Resultados de ángulos de flexión de rodilla**

<b>RODILLA</b>			
<b>Característica</b>	<b>Inicio ejercicio</b>	<b>Fin ejercicio</b>	<b>P-val</b>
	<b>Media ± SD</b> <b>[Grados]</b>	<b>Media ± SD</b> <b>[Grados]</b>	
Angulo mínimo eje Z	27.708 ± 9.484	25.033 ± 13.16	0.8126
Angulo mínimo eje Y	12.315 ± 14.566	-2.987 ± 3.927	p<0.001

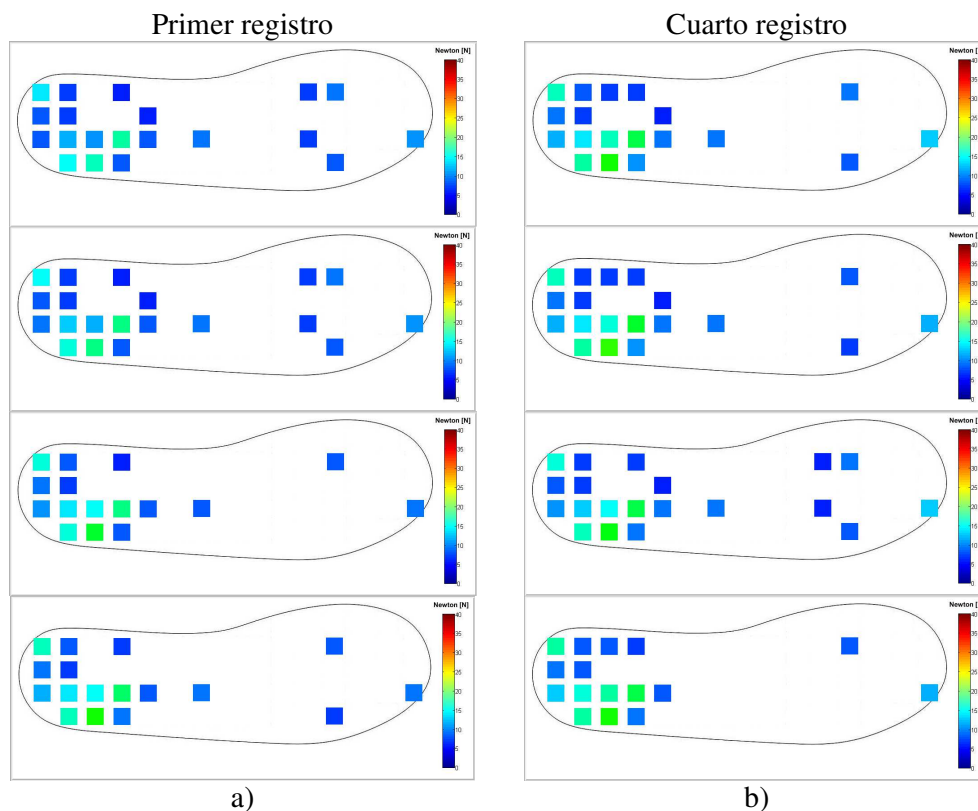
En la Tabla 23 se muestra los resultados estadísticos del ángulo mínimo en el eje “Y” y el ángulo máximo en el eje Z del tobillo, tanto al inicio del ejercicio (ángulo mínimo eje Y=-6.398°±3.765° y ángulo máximo eje Z=116.966°±4.495°) como al final (ángulo mínimo eje Y=-12.864°±5.489° y ángulo máximo eje Z=106.690°±8.265°) los dos parámetros presentan una diferencia por lo que después de la fatiga este segmento corporal modifica su posición y movimiento tanto en el eje Y como en el eje Z.

En la Tabla 23 se despliegan los valores medios y desviación estándar del ángulo mínimo en el eje “Y” y del ángulo máximo en el eje “Z” del tobillo. Como se puede ver estos parámetros presentan diferencias estadísticamente significativas antes y después de la fatiga que se ven reflejados con un p-val <0.001.

**Tabla 23**  
**Resultados de ángulos de flexión de tobillo**

<b>TOBILLO</b>			
<b>Característica</b>	<b>Inicio ejercicio</b>	<b>Fin ejercicio</b>	<b>P-val</b>
	<b>Media ± SD [Grados]</b>	<b>Media ± SD [Grados]</b>	
Angulo mínimo eje Y	-6.398 ± 3.765	-12.864 ± 5.489	p<0.001
Angulo máximo eje Z	116.966 ± 4.495	106.690 ± 8.265	p<0.001

El análisis cualitativo referente al comportamiento de la fuerza ejercida por la pisada de la extremidad inferior derecha, se obtiene observando el cambio de la fuerza ejercida sobre los puntos de medición de la plantilla comparándolos entre el primer y último registro. Para lo cual, se obtuvo el comportamiento secuencial de la pisada en el momento de que el sujeto de prueba cambia de la posición parada a la posición de sentadilla. La Figura 133-a presenta el cambio secuencial de la fuerza de la pisada en el primer registro; mientras que la Figura 133-b el cambio de la fuerza en el último registro. La fuerza es representada por una escala de colores RGB y sus combinaciones correspondientes, tomando como valor mínimo el color azul y valor máximo el color rojo.

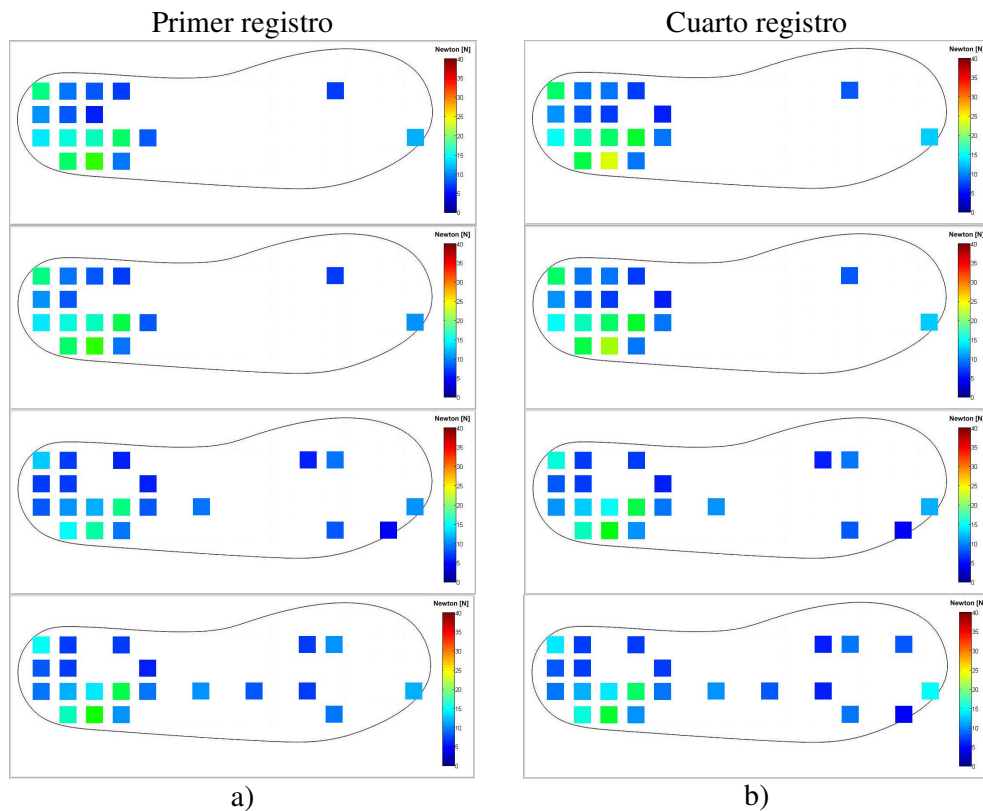


**Figura 133 Variación de fuerza de pisada al momento de bajar el cuerpo**  
 a) Primer registro, b) Cuarto registro

Al encontrarse el sujeto en posición parada, la fuerza ejercida por la pisada abarca regiones en la zona del talón y parte en la zona de los falanges (ver Figura 133). Al momento de flexionar las rodillas progresivamente hasta alcanzar un ángulo de flexión de  $90^\circ$ , la fuerza se concentró mayoritariamente en la zona del talón, permitiendo estabilizar la postura del sujeto. Debido al agotamiento de los músculos y para soportar su propio peso al momento de flexionar las rodillas, en el último registro el sujeto de prueba ejerció mayor fuerza en la zona del talón a diferencia del primer registro.

Adicionalmente, se analizó el cambio de la fuerza en la pisada en el momento que el sujeto pasa de estar flexionando las rodillas a encontrarse en posición parada. La Figura 134-a y Figura 134-b presentan este cambio de fuerza en el primer y último registro respectivamente. Para este caso se observa que sucede totalmente lo contrario al caso descrito anteriormente, la fuerza se concentró inicialmente en la zona del talón. En el momento de que el sujeto se encuentra en posición parada la fuerza termina

dispersa en las zonas de los metatarsos y falanges. De igual forma, debido al estado de fatiga del sujeto de prueba los músculos no podían generar la misma potencia muscular que proporcionaban al inicio, por tal motivo en el último registro el sujeto ejerció mayor fuerza en la zona del talón para poder vencer la fuerza de su propio peso y así levantar su cuerpo.



**Figura 134 Variación de fuerza de pisada al momento de subir el cuerpo**

a) Primer registro, b) Cuarto registro

## CAPÍTULO VIII

### CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

#### 8.1. Sistema de adquisición de señales EMG

Se diseñó e implementó un prototipo de electromiógrafo para la adquisición de 8 canales para señales EMG, utilizando electrodos superficiales de acero inoxidable en configuración bipolar. Este sistema comprende las siguientes etapas: preamplificación, etapa de protección para el paciente, antisaturación, amplificación final y offset, digitalización y una etapa de preprocesamiento.

Debido a la relación señal/ruido (SNR) y a las interferencias producidas por el ruido en modo común, es primordial la utilización de amplificadores de instrumentación para la etapa de preamplificación. Éstos poseen un alto valor de CMRR y una alta impedancia de entrada, características que evitan la distorsión y atenuación de la señal EMG. El amplificador de instrumentación INA128 cumple con las características mencionadas anteriormente, por tal razón se lo utilizó como amplificador diferencial en la etapa de preamplificación.

La etapa de protección aísla la referencia del paciente de la tierra del sistema de adquisición, evitando que corrientes altas circulen a través del sujeto y puedan provocar descargas eléctricas. De esta forma se garantiza su seguridad en el momento del registro de las señales. Para esta etapa se realizaron pruebas en el laboratorio utilizando los integrados OPA2132 y TL084. No se encontraron diferencias en su funcionamiento; pero se utilizó el circuito integrado TL084, debido a que existe en el mercado ecuatoriano y su costo es 10 veces menor comparado al OPA2132.

Adicionalmente, el circuito de protección proporciona una trayectoria de baja impedancia entre el paciente y las entradas del amplificador de instrumentación, permitiendo minimizar las señales de modo común. La utilización de un solo circuito de protección (RLD) para los 8 canales de adquisición, permite la visualización clara

de la señal EMG solo en el primer canal; mientras que en los canales restantes el ruido en modo común dificulta distinguir la contracción del músculo. Motivo por el cual, se implementó un circuito RLD dedicado para cada canal, atenuando las señales en modo común y permitiendo la visualización clara de la señal EMG. Para que la masa del paciente quede establecida a una sola tierra común, el electrodo de referencia es conectado a las salidas de los 8 circuitos RLD que posee el sistema.

Debido al rango de 0 a 3.3 V que presenta el módulo ADC de la tarjeta STM32F407, se añadió una componente de continua de 1.5 V a la señal EMG para que pueda ser digitalizada. De esta forma, los valores tanto positivos como negativos de la señal EMG lograron ser digitalizados por el conversor análogo – digital. Además, las señales adquiridas por el ADC solo poseían valores positivos y menores a 3.3 V. Este offset posteriormente es eliminado por el preprocesamiento interno que realiza la tarjeta de manera online.

La conexión electrónica existente entre los canales de adquisición debido al uso de un mismo integrado TL084 para la implementación de varios canales, producía un voltaje de offset diferente al establecido en la salida de la etapa de amplificación final. Por tal motivo, se independizó cada canal utilizando un solo integrado para su implementación. De este modo, se logró que cada uno presente el mismo voltaje de offset de 1.5 V.

Como elemento de transducción para el registro de las señales EMG se utilizó electrodos con cable no blindado, en consecuencia, se insertó la interferencia de 60 Hz de la red de distribución eléctrica. Su potencia es hasta tres veces mayor que la señal EMG. Debido a que la componente de 60 Hz forma parte de la banda espectral de la señal EMG, el uso de un filtro rechaza – banda eliminaría ésta componente de ruido y parte de la señal EMG. Por tal motivo, se utilizó un filtro adaptativo para la cancelación del ruido generado por la red eléctrica. Se sugiere para el registro de señales bioeléctricas utilizar electrodos con cable blindado para reducir los efectos de las interferencias generadas por la componente de 60 Hz.

Se implementó el filtro adaptativo utilizando dos algoritmos diferentes para la cancelación del ruido generado por la red de distribución eléctrica. El algoritmo RLS presentó el mejor desempeño; sin embargo debido a su complejidad matemática la tarjeta STM32F407 no logró encontrar la convergencia de manera online. En consecuencia se utilizó el algoritmo LMS que siempre encontraba la convergencia a pesar de necesitar mayor número de iteraciones. Para futuros proyectos se recomienda utilizar otros algoritmos para cancelación de interferencias con mayor velocidad de convergencia como LMS Normalizado y LMS Data-Reusing. Su diferencia radica en su complejidad matemática y en el costo computacional que conlleva su implementación.

Las dimensiones de la tarjeta de adquisición para el registro de 8 canales de señales EMG son 9.2 x 7.66 cm. Se aconseja para proyectos futuros utilizar tecnología de montaje superficial (SMD), tanto para los circuitos integrados como para los elementos pasivos como resistencias y capacitores, para minimizar el tamaño de la tarjeta de adquisición. De esta forma, se consigue que la tarjeta sea portable y más ergonómica.

## **8.2. Sistema de adquisición de ángulos de flexión de las articulaciones**

Para la medición de los ángulos de los segmentos corporales de la extremidad inferior se realizó la instrumentación y programación de los 3 sensores inerciales BNO055 de manera simultánea. La manera en que se accedió a estos 3 sensores fue por medio del protocolo de comunicación I2C. La ventaja de este sensor es que incluye algoritmos de fusión de sensores que combinan los datos de acelerómetro, giroscopio y magnetómetro para dar como resultado una orientación en los 3 ejes. Esto facilitó el desarrollo del trabajo de investigación ya que en vez de trabajar en algoritmos complejos de precisión se accede de manera directa a los datos requeridos que en este caso son los ángulos de Euler para dar la orientación en los 3 ejes X, Y, Z. Los 3 IMUs colocados en los segmentos corporales cadera, muslo y pierna permitieron ver como se altera el movimiento en estos mismos segmentos después de la fatiga muscular.



Para posteriores trabajos lo que se recomienda es aumentar el número de sensores inerciales BNO055 para cubrir todos los segmentos de la extremidad inferior o tener redundancia en las lecturas de un mismo segmento y así tener mayor información para un análisis biomecánico. Adicionalmente se recomienda utilizar todos los datos disponibles que puede entregar este sensor como por ejemplo velocidad lineal y angular para tener mayor información respecto al movimiento y posición que se realiza cuando se hace un ejercicio físico específico. También con los datos obtenidos a través de estos sensores se puede crear y programar algún tipo de animación en 3D de los segmentos corporales que se están sensando para recrear el mismo movimiento y posición que se midió.

### **8.3. Sistema de adquisición de fuerza de la pisada**

Se diseñó y construyó una plantilla para medir la fuerza que se ejerce en toda el área de la planta del pie utilizando el material de bajo costo velostat. La disposición matricial que se utilizó en el diseño permitió que se pueda tener un conjunto de sensores independientes con la capacidad de medir y mapear la fuerza que se ejerce en la planta del pie para tener una imagen de las áreas de mayor presión cuando se realiza algún ejercicio específico. Este sensor únicamente permite registrar la componente vertical de la fuerza aplicada en la planta del pie. La plantilla contiene 63 puntos de medición interconectados de forma matricial, cada uno con un rango de medición de 1 a 35 N. La plantilla puede ser utilizada por personas con talla de zapato 41.

Con el fin de determinar la curva característica del material velostat, se realizaron varias pruebas en el laboratorio de resistencia de materiales aplicando valores de fuerzas puntuales sobre el material de dimensiones 1 x 1 cm. Su comportamiento fue no lineal, aproximándose a una respuesta exponencial llegando a saturarse en el rango de 35 a 40 N.

Debido al comportamiento no lineal del material velostat, se utilizó una escala logarítmica para los valores de fuerza con el fin de linealizar la curva. Puesto que la curva no se linealizó en su totalidad, se empleó el modelo de regresión potencial para

poder estimar la fuerza a partir de un valor de voltaje. En vista de que cada punto de medición presentaba un comportamiento diferente, se generó un modelo matemático para cada uno. Por tal razón se obtuvieron 63 modelos de regresión potencial, capaces de calcular el valor de fuerza en un rango de 1 a 35 N a partir de un valor de voltaje. Para futuros proyectos se propone utilizar otros métodos de linealización como series, combinación lineal, entre otros. Así como también, emplear otros tipos de regresión como modelos polinomial, mínimos cuadrados, spline, etc.

Para futuros trabajos se recomienda utilizar una matriz de mayor tamaño para mejorar la resolución de cada punto de la misma y de esta manera conseguir mapear y tener una imagen con mayor definición de la pisada. Adicionalmente para la parte de la capa conductora se podría utilizar pcb flexibles para hacer las filas y las columnas de la matriz en vez de láminas de cobre para mejorar la flexibilidad del sensor y la capacidad de aumentar el número de filas y columnas.

#### **8.4. Sistema portable para la caracterización de la biomecánica de la extremidad inferior**

La integración del electromiógrafo, sensores inerciales (IMUs) y plantilla instrumentada forman un primer prototipo de sistema biomecánico portátil, no invasivo, multisensado, bajo costo y tamaño reducido. Este sistema permite el registro paralelo y sincronizado en tiempo real de: 8 señales EMG; ángulos de flexión en X, Y, Z de cadera, rodilla y tobillo; y finalmente los 63 puntos de medición de fuerza que contiene la plantilla instrumentada. Con toda esta información almacenada en una memoria extraíble por la tarjeta STM32F407, se consigue la caracterización de la biomecánica de la extremidad inferior.

Para la visualización de todas las señales almacenadas en la memoria extraíble se diseñó una HMI en el software Matlab R2015a. Su función principal es la presentación de manera off-line de: 8 canales de EMG preprocesados, 3 ángulos de flexión (X, Y, Z) adquiridos por cada IMU y los 63 puntos de medición de la plantilla instrumentada. Debido a las 80 señales a visualizar, el número total de gráficas y el proceso interno

que realiza la HMI para graficar la información almacenada en la memoria extraíble; la escala temporal de simulación no concuerda con la escala de adquisición. Es decir, el tiempo total que tarda la HMI en presentar las señales, es mayor al tiempo que duró la adquisición. Se aconseja para proyectos futuros utilizar otro tipo de software para el diseño de HMI como por ejemplo Processing. Es un software que permite realizar programas visuales interactivos en 2D y 3D.

A pesar de la potencialidad de la tarjeta STM32F407, en cuanto a memoria FLASH, memoria RAM y frecuencia de reloj, todo el procesamiento que realizaba la tarjeta saturó su memoria RAM. Debido al preprocesamiento que se realizó a los 8 canales de EMG, la configuración y transformación de datos de los 3 IMUs y la linealización y modelos de regresión potencial de los 63 puntos de medición de la plantilla, sobrepasó la capacidad máxima de memoria RAM de la tarjeta. Por tal motivo, se tuvo que utilizar una segunda tarjeta dedicada solo a la configuración y transformación de datos de los 3 IMUs. Para trabajos futuros de investigación se propone la utilización de la tarjeta Teensy 3.6, que presenta similares características que la STM32F407 y su tamaño es menor.

La fuente de alimentación utilizada para el sistema son baterías recargables tipo LIPO de 3.7 V y 1000 mAh. El sistema en general tiene un consumo de corriente de aproximadamente 236 mA, en consecuencia la duración de las baterías es alrededor de 4 h. Se recomienda cargar las baterías no sobrepasando el tiempo de carga, puesto que acorta su vida útil y en el peor de los casos se dañan en su totalidad.

### **8.5. Protocolo de adquisición y resultados**

Se estudió la influencia de la fatiga muscular al momento de realizar un ejercicio físico, a través de un análisis cuantitativo de las señales EMG; ángulos de flexión de las articulaciones; y un análisis cualitativo del comportamiento de la fuerza ejercida por la pisada.

Se definió un protocolo de adquisición, que especificó: el ejercicio que se realizó; los músculos que intervinieron en el ejercicio; la ubicación correcta de los electrodos sobre los músculos; la posición adecuada de IMUs en las articulaciones; el tiempo de ejecución del ejercicio y el número de series que se realizó. El protocolo permitió realizar el registro de señales en las mismas condiciones para todos los sujetos de prueba, además de, que las señales registradas no se vieran afectadas por perturbaciones externas o por errores cometidos durante el registro ya sea por el especialista o por el paciente. Se recomienda para futuros proyectos siempre establecer un protocolo, con el fin de estandarizar el proceso de adquisición y obtener señales fiables.

Siguiendo el protocolo de adquisición establecido se creó una base de datos con las señales EMG, ángulos de flexión de las articulaciones y fuerza ejercida por la pisada, las cuales fueron registradas y almacenadas en una memoria micro SD extraíble por el dispositivo biomecánico portable. Las señales adquiridas pertenecen a estudiantes voluntarios de la Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE, sin ninguna patología. La base de datos fue utilizada para realizar un análisis estadístico de diferencias de medias en base al cálculo del p-valor de las señales EMG y ángulos de flexión; adicionalmente para un análisis cualitativo de la fuerza de la pisada.

El ejercicio de sentadillas fue realizado en 4 series de 1 min con intervalos de descanso de 30 seg. Para el análisis estadístico se trabajó únicamente con el registro completo de la primera serie en comparación con el registro completo de la última serie.

Se registró durante la ejecución del ejercicio la actividad muscular de los músculos: vasto lateral, vasto medial y bíceps femoral localizados en el muslo; y los músculos tibial anterior, gastrocnemio derecho e izquierdo ubicados en la pierna. Únicamente los músculos que fueron sometidos a un esfuerzo físico durante el ejercicio fueron vasto lateral, vasto medial y tibial anterior; mientras que los músculos gastrocnemio tanto derecho e izquierdo y bíceps femoral no mostraron ninguna actividad bioeléctrica.

El músculo vasto lateral y vasto medial no presentaron diferencias significativas en cuanto a la potencia muscular generada durante el primer y último registro, su potencia permaneció constante desde el inicio hasta el final del ejercicio. Por tanto sus valores ARV y RMS no presentaron cambios significativos. Por otro lado, el valor ZC si marcó una diferencia, indicando una disminución de los potenciales de acción generados por las unidades motoras debido a la fatiga muscular a la que se encontraban sometidos ambos músculos.

El músculo tibial anterior fue el que presentó mayores diferencias en los resultados obtenidos. La potencia muscular generada al inicio del ejercicio (ARV=0.2741±0.0456 mV y RMS=0.2751±0.0484 mV) no la mantuvo hasta el final del ejercicio (ARV=0.214±0.0338 mV y RMS=0.217±0.0314 mV) debido al estado de cansancio que se encontraba el sujeto, causando que el músculo no tuviera la capacidad de generar la misma potencia inicial. De igual forma, el número de unidades motoras activas durante la contracción muscular para el primer registro (ZC=1411.3±203.36), disminuyó para el último registro (ZC=1118.2±110.35), provocando que el músculo se encuentre menos activo para el final del ejercicio.

Para futuros proyectos se aconseja calcular otras características de la señal EMG en el dominio del tiempo como: el valor absoluto medio (MAV), la pendiente del valor absoluto medio, los cambios de signo de pendientes (SSC), longitudes de onda (WL), entre otros; y además calcular características en el dominio de la frecuencia con el objetivo de analizar la señal EMG de manera más exhaustiva.

Se obtuvo los ángulos absolutos máximos y mínimos de los segmentos corporales cadera, muslo y pierna sobre los ejes Y, Z. Por la configuración implementada en los IMUs, el eje X tomó como referencia el polo norte magnético de la tierra; y debido a que los sujetos de prueba iniciaron el ejercicio en distintas ubicaciones respecto a esta referencia, los ángulos obtenidos sobre el eje X no aportaron información útil por lo que fueron descartados para el análisis.

El segmento corporal de la pierna, relacionado con el ángulo de flexión del tobillo presentó variaciones considerables tanto sobre el eje Y como eje Z. En el momento que el sujeto se fatigó, la articulación del tobillo se flexionó en menor grado en el último registro ( $Y=-12.864^\circ$  y  $Z=106.690^\circ \pm 8.265^\circ$ ), a diferencia que en el primer registro ( $Y=-6.398^\circ \pm 3.765^\circ$  y  $Z=116.966^\circ \pm 4.495^\circ$ ). Este comportamiento indicó que el sujeto no ejecutó la posición de sentadilla completamente al final del ejercicio, por lo que su cuerpo descendía una distancia menor a diferencia que en el inicio.

El ángulo de flexión de la rodilla representando al segmento corporal del muslo, solo presentó cambios sobre el eje Y. El sujeto al llegar al estado de cansancio, alteró la posición del segmento corporal del muslo que mantuvo al inicio ( $Y=12.31^\circ \pm 14.56^\circ$ ) en comparación a la del final ( $Y=-2.98^\circ \pm 3.92^\circ$ ). Estas variaciones indicaron que el ángulo de apertura entre los muslos de las extremidades inferiores aumentó en el último registro a diferencia que en el primero.

El segmento corporal de la cadera no presentó alteraciones en su posición tanto inicial como final, por lo que el sujeto de prueba mantuvo la espalda recta durante toda la ejecución del ejercicio.

Los sensores inerciales aparte de adquirir la posición angular respecto a un sistema de coordenadas, también proporciona información sobre aceleración, velocidad, gravedad, entre otras magnitudes físicas. Se propone para futuros proyectos utilizar toda la potencialidad que brinda los sensores inerciales, para así realizar un mejor análisis sobre la cinemática del movimiento del cuerpo humano.

El análisis cualitativo de la fuerza de la pisada se lo realizó observando la variación de la fuerza ejercida sobre los puntos de medición de la plantilla comparándolos entre el primer y último registro en el momento que el sujeto pasó de la posición parada a la posición sentadilla y viceversa.

Para el primer caso en el que el sujeto pasó de la posición parada a la posición de sentadilla, inicialmente la fuerza se encontró en la zona del talón y en la zona superior

de la planta del pie. Mientras el cuerpo descendía hasta llegar a la posición de sentadilla, la fuerza se concentró en la zona del talón. Debido a la disminución de la potencia muscular de los músculos en el último registro, el sujeto realizó mayor fuerza en la zona del talón a diferencia que del primer registro, con el fin de soportar su propio peso y estabilizar la postura corporal de su cuerpo.

Como último caso en el cual el sujeto pasó de la posición sentadilla a la posición parado, sucedió totalmente lo contrario al primer caso. La fuerza se focalizó inicialmente en la zona del talón, en el momento que el cuerpo ascendía hasta alcanzar la posición parada, la fuerza se encontró dispersa tanto en la zona del talón como en la zona media e inicial de la planta del pie. Comparando la variación de fuerza en el primer y último registro, el sujeto realizó mayor fuerza en la zona del talón en el último registro para poder vencer la fuerza de su propio peso y de esta forma levantar su cuerpo.

En términos generales se puede concluir que la fatiga muscular disminuye el desempeño y rendimiento del músculo, asociándola con la incapacidad que tiene el músculo en generar niveles adecuados de potencia muscular y de mantener la misma intensidad de ejercicio en el tiempo. Adicionalmente, altera el movimiento y posición de los segmentos corporales del cuerpo, y en sí de la postura corporal de cuerpo.

Para futuros trabajos se puede emplear el dispositivo para la medición y análisis de la resistencia física en deportistas ya que ellos al realizar diariamente actividad física tienen un alto rendimiento y por tal motivo la fatiga muscular no se presenta de manera inmediata como en el caso de los sujetos de prueba que colaboraron en el presente trabajo de investigación.

## BIBLIOGRAFÍA

- Adafruit. (3 de 12 de 2016). *Adafruit Companies*. Obtenido de <https://www.adafruit.com/product/1361>
- Aimagin. (2015). Wajjung Blockset.
- Álvarez, L. (2007). *Acondicionamiento de Señales Bioeléctricas*. Pereira.
- Armbruster, D., & Pry, T. (2008). Limit of Blank, Limit of Detection and Limit of Quantitation. *The Clinical Biochemist Reviews*, 49-52.
- Ávila, E. (2017). *Caracterización de movimientos de la mano para el control de desplazamiento de un robot móvil*. Sangolquí.
- BAASYS Corporation. (21 de 12 de 2016). *BAASYS*. Obtenido de <http://www.baasys.es/biomecanica-campos-de-aplicacion.html>
- Bartlett, R. (2007). *Introduction to Sports Biomechanics*. New York: Routledge.
- Berger, N., Edelman, J., Fishman, S., & Springer, W. (s.f.). *Protésica del miembro inferior*. Nueva York: DominicanCasella.
- Bosch Sensortec. (Noviembre de 2014). BNO055 Intelligent 9-axis absolute orientation sensor. Reutlingen, Alemania.
- Cabrera, E., & Montes, E. (2012). *Obtención y análisis de señales electromiográficas de las articulaciones tibiofemoral y femororotuliana aplicada a la detección y rehabilitación de problemas musculares en el movimiento de la rodilla*. Cuenca.
- Carr, J. J. (2004). *Sensors and Circuits: Sensors, Transducers, and Supporting Circuits for Electronic Instrumentation, Measurement, and Control*. Michigan: Prentice Hall.
- Carrasco, D., & Carrasco, D. (2014). *Biomecánica de la actividad física y del deporte*. Madrid.
- Chai, T., & Draxler, R. (2014). Root mean square error (RMSE) or mean absolute error (MAE)? - Arguments against avoiding RMSE in the literature. *Geoscientific Model Development*, 1447-1250.
- Chowdhury, R., Reaz, M., Bakar, A., Chellappan, K., Chang, T., & Bin, M. (2013). Surface Electromyography Signal Processing and Classification Techniques. *Sensors*, 12431-12466.



- Cifuentes, I. (2010). *Diseño y construcción de un sistema para la detección de señales electromiográficas*. Mérida.
- Coughlin, R., & Driscoll, F. (1998). *Amplificadores operacionales y circuitos integrados lineales*. Prentice Hall.
- Criswell, E. (2011). *Cram's Introduction to Surface Electromyography*. Boston: Jones and Bartlett Publishers.
- De Luca, C. (2002). *Surface Electromyography: Detection and Recording*. Massachusetts: DelSys Inc.
- De Luca, C. (2006). Electromyography. *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, 98-109.
- De Luca, G. (2003). *Fundamental Concepts in EMG Signal Acquisition*. Massachusetts: DelSys Inc.
- Duarte, V., Dias, D., & Melo, H. (2008). Mecanismos moleculares da fadiga. *Brazilian Journal of Biomechanics*.
- Earl, B. (10 de Septiembre de 2016). *Adafruit*. Obtenido de Adafruit: <https://learn.adafruit.com/calibrating-sensors/why-calibrate>
- Electronics Hub. (2015). Summing Amplifier.
- Ferro, A., & Floría, P. (2007). La aplicación de la biomecánica al entrenamiento deportivo mediante los análisis cualitativo y cuantitativo. Una propuesta para el lanzamiento de disco. *Revista Internacional de Ciencias del Deporte*, 49-80.
- Fort, A., & Romero, D. (2013). Análisis de los factores de riesgo neuromusculares de las lesiones deportivas. *Apunts. Medicina de L'Esport*.
- Gómez, E. (2009). *Introducción al filtrado digital*. Cataluña.
- González, Á. (2012). *El movimiento humano*. Salamanca.
- Goodman, D. H. (2014). *Development of and Applications For a Low Cost, Open-source Pressure Mat Within a Smart Home Environment*.
- Graham, B. B. (2000). *Using an Accelerometer Sensor to Measure Human Hand Motion*. Massachusetts: MIT.
- Griffiths, I. W. (2006). *Principles of Biomechanics & Motion Analysis*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Gueren, C. (17 de Octubre de 2013). *Women's Health*. Obtenido de <http://www.womenshealthmag.com/fitness/types-of-squats>

- Ifeachor, E., & Jervis, B. (1993). *Digital Signal Processing*. Addison-Wesley.
- Instituto de Biomecánica de Valencia. (1976). Obtenido de <http://www.ibv.org/>
- Instituto Químico Biológico. (14 de Febrero de 2004). Obtenido de <http://www.iqb.es/>
- International Society of Electrophysiology and Kinesiology. (1965). Obtenido de <http://www.isek.org/>
- Jonsdottir, S. (2014). *Validation and Biomechanical Measurements using a Novel Inertial Measurement Unit*. Reikiavik.
- Joseph Hamill, K. M. (2015). *Biomechanical Basis of Human Movement*. Philadelphia: Wolters Kluwer.
- Kalantar-zadeh, K. (2013). *Sensors - An Introductory Course*. Melbourne, Victoria, Australia: Springer.
- Karthick, P., & Ramakrishnan, S. (2016). Surface electromyography based muscle fatigue progression analysis using modified B distribution time-frequency features. *Biomedical Signal Processing and Control*.
- Knudson, D. (2007). *Fundamentals of Biomechanics*. California: Springer.
- Lee, M. S., Ju, H., Song, J. W., & Park, C. G. (2015). *Kinematic Model-Based Pedestrian Dead Reckoning for Heading Correction and Lower Body Motion Tracking*. sensors.
- Longpré, H., Acker, S., & Maly, M. (2015). Muscle activation and knee biomechanics during squatting and lunging after lower extremity fatigue in healthy young women. *Journal of Electromyography and Kinesiology*.
- Martín, R., Postigo, S., Ezquerro, F., Pérez de la Blanca, A., & Prado, M. (2010). Análisis cinemático y cinético de la articulación de la rodilla en maniobras de alta demanda: bajada escalones, quiebro y vuelta. *XVIII Congreso Nacional de Ingeniería Mecánica*. Málaga.
- Martínez, J. (2013). Fatiga. Tipos y Causas. *Medicina del deporte y la cultura física*.
- Merletti, R. (1999). Standards for Reporting EMG Data. *Journal of Electromyography and Kinesiology*.
- Meziane, N., Webster, J., Attari, M., & Nimunkar, J. (2013). Dry electrodes for electrocardiography. *Physiological Measurement*, 47-69.
- Microchip. (2003). Single/Dual Digital Potentiometer with SPI Interface.
- Montoro, D. (2007). *Regresión lineal simple*. Jaén.

- Mothal, L., Kim, J., & Kim, W. (2015). Instrumented rubber insole for plantar pressure sensing. *Organic Electronics*, 82-86.
- Nordin, M. F. (1979). *Biomechanics of the Musculoskeletal System*. Philadelphia: Lea & Febiger.
- Oberlander, K. (16 de diciembre de 2015). *Inertial Measurement Unit (IMU) Technology*. Obtenido de Noraxon: <http://www.noraxon.com/learn-about-biomechanics-technology/wireless-inertial-measurement-technology>
- Olivera, R. (2012). *Diseño de una plataforma dinamométrica para el cálculo del centro de presiones utilizando galgas extensiométricas*. Lima.
- Palermo, E., Rossi, S., Marini, F., Patané, F., & Cappa, P. (2014). Experimental evaluation of accuracy and repeatability of a novel body-to-sensor calibration procedure for inertial sensor based gait analysis. *Measurement*.
- Razak, A., Zayegh, A., Begg, R. K., & Wahab, Y. (2012). *Foot Plantar Pressure Measurement System: A Review*. Melbourne: sensors.
- Renaut, F. (2013). *MEMS Inertial Sensor Technology*. Zurich.
- Repetto, A. (2005). *Bases biomecánicas para el análisis del movimiento humano*. Buenos Aires.
- Robertson, D. G. (2004). *Research Methods in Biomechanics*. Human Kinetics.
- Rodas, G., Pruna, R., Til, L., & Martín, C. (2009). Guía de práctica clínica de las lesiones musculares. Epidemiología, diagnóstico, tratamiento y prevención. *Apunts Medicina de L'Esport*, 179-203.
- Santiago, R., Arrien, A., Josu, A., & Urdampilleta, A. (2013). Lesiones musculares en la actividad física y el deporte. *EFDeportes*.
- SENIAM. (1996). Obtenido de <http://www.seniam.org/>
- Shen, T. T. (2014). *Marker-less motion capture for biomechanical*. Barcelona: Escola Tècnica Superior d'Enginyeria Industrial de Barcelona.
- Silva, S. (2003). Análise da fadiga muscular pela amplitude do sinal eletromiográfico. *Ciencia e Movimento*, 15-20.
- Soares, W. (2012). Biomecánica aplicada al deporte: contribuciones, perspectivas y desafíos. *EFDeportes*.

- Stegeman, D., & Hermens, H. (1999). *Standards for surface electromyography: the European project "Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM)"*. Obtenido de <http://www.seniam.org/>
- STMicroelectronics. (2016). Discovery kit with STM32F407VG MCU.
- Terrados, N. (2011). *Fisiología de la fatiga en el deporte*. Oviedo.
- Texas Instrument. (1996). INA12x Precision, Low Power Instrumentation Amplifiers.
- Texas Instrument. (1997). TL08xx JFET-Input Operational Amplifiers.
- Vargas, L., Elias, A., Rocon, E., Bastos, T., & Frizera, A. (2016). *An IMU-to-Body Alignment Method Applied to Human Gait Analysis*. Switzerland: sensors.
- Winter, B., & Webster, J. (1983). Driven-Right-Leg Circuit Design. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 62-66.
- Wolf, A., & Mozaffari, S. (5 de 12 de 2016). *Foot Pressure Sensor for Diagnostic Monitoring*. Obtenido de [http://beweb.ucsd.edu/courses/senior-design/projects/2014/project\\_10/our-solution.html](http://beweb.ucsd.edu/courses/senior-design/projects/2014/project_10/our-solution.html)
- Youlian Hong, R. B. (2008). *Biomechanics and Human Movement Science*. New York: Routledge.
- Zaknich, A. (2005). *Principles of Adaptive Filters and Self-learning Systems*. Springer.
- Zawawi, T., Abdullah, A., Shair, E., Halim, I., & Rowaida, O. (2013). Electromyography signal analysis using spectrogram. *IEEE Student Conference on Research and Development*, (págs. 319-324). Putrajaya.