



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 INGENIERA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y
CONTROL**

**TEMA: CONTROL DE MOVIMIENTO DE UN ROBOT HUMANOIDE
MEDIANTE SEÑALES EMG Y GIROSCOPIOS DENTRO DE UN
AMBIENTE SIMULADO**

AUTOR: SANTANDER DÍAZ, CARLOS PATRICIO

DIRECTOR: ING. ERAZO SOSA, ANDRÉS SEBASTIÁN M.SC.

SANGOLQUÍ

2018



DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL

CERTIFICACIÓN

Certifico que el trabajo de titulación, ***“CONTROL DE MOVIMIENTO DE UN ROBOT HUMANOIDE MEDIANTE SEÑALES EMG Y GIROSCOPIOS DENTRO DE UN AMBIENTE SIMULADO”*** realizado por el señor ***Santander Díaz, Carlos Patricio*** el mismo que ha sido revisado en su totalidad, analizado por la herramienta de similitud de contenido; por lo tanto cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, razón por la cual me permito acreditar y autorizar para que lo sustente públicamente.

Sangolquí, Marzo de 2018.

Firma:

Ing. ANDRÉS ERAZO M.Sc.

C.C.: 1720400082



DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA
CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

Yo, *Santander Díaz, Carlos Patricio*, declaro que este trabajo de titulación ***“CONTROL DE MOVIMIENTO DE UN ROBOT HUMANOIDE MEDIANTE SEÑALES EMG Y GIROSCOPIOS DENTRO DE UN AMBIENTE SIMULADO”*** es de mi autoría y responsabilidad, cumpliendo con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, respetando los derechos intelectuales de terceros y referenciando las citas bibliográficas.

Consecuentemente el contenido de la investigación mencionada es veraz.

Sangolquí, Marzo del 2018

Firma:

.....
Santander Díaz Carlos Patricio.

CC: 1719147546



DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA
CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL

AUTORIZACIÓN

Yo, Santander Díaz, Carlos Patricio autorizo a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar el trabajo de titulación: “CONTROL DE MOVIMIENTO DE UN ROBOT HUMANOIDE MEDIANTE SEÑALES EMG Y GIROSCOPIOS DENTRO DE UN AMBIENTE SIMULADO” en el repositorio Institucional, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi responsabilidad.

Sangolquí, Marzo del 2018

Firma:

.....
Santander Díaz Carlos Patricio.

CC: 1719147546

DEDICATORIA

A mi familia, mi madre, mi padre y mi hermano, quienes han sido un apoyo incondicional para alcanzar esta meta en mi vida.

A todas las personas que me brindaron su apoyo durante el desarrollo de este proyecto.

AGRADECIMIENTO

A mi familia, en especial a mis padres, Octavio y Esperanza, por todo el amor, consejos y sacrificios que hicieron, para alcanzar esa meta en mi vida. Les agradezco infinitamente son mi razón de seguir adelante.

A mis amigos, a quienes considero un parte fundamental en mi vida y formación.

A la Universidad De Las Fuerzas Armadas – ESPE y sus profesores, en especial a las personas que colaboraron en este proyecto, los ingenieros Andrés Erazo y Andrés Arcentales, gracias por la oportunidad y confianza que pusieron en mi para el desarrollo del proyecto.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

CERTIFICACIÓN.....	i
AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD.....	ii
AUTORIZACIÓN	iii
DEDICATORIA	iv
AGRADECIMIENTO	v
ÍNDICE DE CONTENIDOS.....	vi
ÍNDICE DE TABLAS.....	xii
ÍNDICE DE FIGURAS.....	xiv
RESUMEN.....	xxiv
ABSTRACT.....	xxv
CAPÍTULO I.....	1
1. INTRODUCCIÓN	1
1.1. Antecedentes	1
1.2. Justificación e importancia	7
1.3. Alcance del proyecto	9
1.3.1. Aplicaciones a futuro.....	13
1.4. Objetivos	14
1.4.1. General.....	14
1.4.2. Específicos.....	14

CAPÍTULO II.....	15
2. ESTADO DEL ARTE	15
2.1. Señales Mioeléctricas (EMG)	15
2.1.1. Biopotenciales eléctricos	15
2.1.2. Potencial de reposo	16
2.1.3. Potencial de activación	17
2.1.4. Origen de las señales EMG	19
2.1.5. Características de las señales EMG	21
2.1.6. Electromiografía Superficial	25
2.1.7. Consideraciones	25
2.2. Instrumentación	32
2.2.1. Amplificación	32
2.2.2. Procesamiento de señales EMG	35
2.2.3. Rectificación	48
2.3. Análisis de movimiento humano	53
2.3.1. Cinemática del cuerpo humano	54
2.3.2. Sistemas de análisis cinemático del cuerpo humano	60
2.3.3. Músculos relacionados con el movimiento articular	61
2.4. Sistemas de simulación robótica	68

CAPÍTULO III	69
DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL HARDWARE PARA LA ADQUISICIÓN Y ACONDICIONAMIENTO DE SEÑALES EMG.	69
3.1. Interfaz de adquisición y acondicionamiento de señales EMG.....	69
3.2. Electrodos.....	70
3.3. Pre-amplificación.....	73
3.3.1. Amplificador de Instrumentación.....	73
3.3.2. Sistema de protección de pierna derecha	75
3.3.3. Sistema de acoplamiento AC	76
3.4. Amplificación	77
3.5. Rectificación.....	79
3.6. Configuración final	80
 CAPÍTULO IV.....	 82
INSTRUMENTACIÓN ELECTRÓNICA PARA EL SENSOR DE MEDICIÓN INERCIAL.....	82
4.1. Sensor MPU6050.....	84
4.1.1. Características.....	85
4.1.2. Configuración	86
4.2. Procesamiento central	91
4.2.1. Multiplexación I2C	92

4.2.2.	Verificación de conexión	95
4.2.3.	Calibración	96
4.2.4.	Cinemática directa.....	97
4.2.5.	Digitalización de señales EMG	98
4.2.6.	Transmisión Inalámbrica	99
4.2.7.	Sistema de desarrollo Teensy 3.2	101
4.3.	Conexiones	103
4.4.	Ubicación en el usuario	105
4.5.	Configuración final del sistema (Hardware)	107
4.5.1.	Contenedores del hardware del sistema	108
4.5.2.	Montaje final del sistema.....	110
CAPÍTULO V		112
PROCESAMIENTO DIGITAL DE LAS SEÑALES EMG Y UNIDADES DE		
MEDICIÓN INERCIAL.....		112
5.1.	Recepción Inalámbrica	113
5.2.	Filtrado digital de las señales EMG.....	114
5.3.	Extracción de parámetros de las señales EMG.....	117
5.4.	Procesamiento de las señales de medición inercial.....	119
CAPÍTULO VI.....		121
6. CONTROL Y SIMULACIÓN DEL ROBOT HUMANOIDE		121

- 6.1. Introducción..... 121
- 6.2. Comandos de movimiento para el robot en el simulador 122
- 6.3. Simulación..... 124

- CAPÍTULO VII..... 126**
- 7. PRUEBAS Y RESULTADOS 126**

- 7.1. Descripción de las pruebas 126
- 7.2. Protocolo de medición de señales EMG e Inerciales 127
 - 7.2.1. Posicionamiento de sensores..... 127
 - 7.2.2. Rutina de ejercicios (movimiento articulares) 128
 - 7.2.3. Preparación de usuario 131
 - 7.2.4. Pruebas generales del sistema 132
- 7.3. Resultados 134
 - 7.3.1. Registro de señales EMG e inerciales..... 134
 - 7.3.2. Respuesta del filtrado digital..... 137
 - 7.3.3. Cálculo del valor RMS 138
 - 7.3.4. Periodo de activación muscular..... 139
 - 7.3.5. Corrección de señales Angulares..... 141
 - 7.3.6. Generación de comandos de movimiento 143
 - 7.3.7. Simulación de los movimientos desarrollados 144

CAPÍTULO VIII.....	156
8. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	156
8.1. Conclusiones	156
8.2. Recomendaciones	158
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	161
ANEXOS.....	169

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1	<i>Rangos habituales de los parámetros de un amplificador operacional.</i>	33
Tabla 2	<i>Parámetros de diseño para electrodos superficiales.</i>	71
Tabla 3	<i>Correspondencia entre articulaciones y músculos del cuerpo humano.</i>	72
Tabla 4	<i>Especificaciones de diseño del amplificador de instrumentación</i>	74
Tabla 5	<i>Especificaciones del amplificador de instrumentación INA128</i>	74
Tabla 6	<i>Características relevantes del dispositivo MPU6050</i>	85
Tabla 7	<i>Configuración DPLF_CFG para el registro CONFIG.....</i>	87
Tabla 8	<i>Configuración de rango de escala del giroscopio del dispositivo MPU6050.....</i>	88
Tabla 9	<i>Configuración de rango de escala del acelerómetro del dispositivo MPU6050.....</i>	88
Tabla 10	<i>Registros de salida de datos del acelerómetro del dispositivo MPU6050.....</i>	89
Tabla 11	<i>Registros de salida de datos del giroscopio del dispositivo MPU6050.....</i>	89
Tabla 12	<i>Selección de la fuente de reloj para el dispositivo MPU 6050.</i>	90
Tabla 13	<i>Definición del byte de comando.</i>	93
Tabla 14	<i>Referencia de direcciones del multiplexor.</i>	95
Tabla 15	<i>Requerimientos del procesador central para el sistema de medición EMG.</i>	99

Tabla 16	<i>Requerimientos de funcionamiento del procesador central.</i>	100
Tabla 17	<i>Características del procesador central Teensy 3.2.</i>	101
Tabla 18	<i>Parámetros de diseño del filtro digital.</i>	115
Tabla 19	<i>Algoritmos de extracción de características de la señal EMG.</i>	118

ÍNDICE DE FIGURAS

<i>Figura 1</i>	Robot ASIMO, interacción con el usuario.....	2
<i>Figura 2</i>	Robot NAO, esquema de detección de obstáculos mediante sensores acústicos.	3
<i>Figura 3</i>	Músculos del cuerpo humano utilizados en una electromiografía.	10
<i>Figura 4</i>	Ubicación de los electrodos según los músculos de interés.	10
<i>Figura 5</i>	Diagrama de bloques de la adquisición y acondicionamiento de señales EMG.	11
<i>Figura 6</i>	Posición de los sensores de movimiento según las principales articulaciones del cuerpo humano.	12
<i>Figura 7</i>	Ventana principal de simulación de V-REP con robots NAO y ASIMO.....	13
<i>Figura 8</i>	Biopotencial medido en una neurona.	16
<i>Figura 9</i>	Potencial de reposo en la membrana celular.	17
<i>Figura 10</i>	Potencial de activación en la célula.....	18
<i>Figura 11</i>	Potencial de activación en una célula excitable.	19
<i>Figura 12</i>	Superposición de potenciales para formar una MUAP.	20
<i>Figura 13</i>	Superposición de las activaciones de unidades motoras.	21
<i>Figura 14</i>	Registro de una señal EMG en bruto del músculo bíceps.	22

Figura 15	Vista frontal. y posterior, de la posición anatómica para los electrodos.....	31
Figura 16	Funcionamiento del amplificador diferencial.	34
Figura 17	Amplificador de instrumentación, diagrama interno y símbolo.	34
Figura 18	Respuesta en frecuencia de un filtro pasa altas de primer orden.	37
Figura 19	Diagrama de un filtro pasa altas de primer orden.	38
Figura 20	Diagrama de un filtro pasa altas de segundo orden.	38
Figura 21	Diagrama de un filtro pasa bajas de primer orden.	39
Figura 22	Respuesta en frecuencia de un filtro pasa bajas de primer orden.....	39
Figura 23	Diagrama de un filtro pasa bajas de segundo orden.	40
Figura 24	Respuesta en frecuencia del filtro pasa banda.....	41
Figura 25	a) Muestreo con un tiempo diferente a una señal en tiempo continuo $x_c(t)$	42
Figura 26	a) Señal EMG detectada en los electrodos, b) Secuencia digital como resultado el muestreo realizado con una frecuencia de 2KHz.	43
Figura 27	Efecto del muestro en el dominio de la frecuencia.	44
Figura 28	Muestreo de una señal sinusoidal de 1v de amplitud y 1Hz de frecuencia; a 10 Hz. b) Reproducción de la señal muestreada a 10Hz.	44

Figura 29	Muestreo de una señal sinusoidal de 1v de amplitud y 1Hz de frecuencia; aproximadamente a 2 Hz. b) Reproducción de la señal muestreada a $<2\text{Hz}$	45
Figura 30	Representación conceptual de los sistemas de muestreo y cuantificación aplicados a una señal analógica $x_a(t)$	45
Figura 31	Rango cuantificado de un convertidor de 4 bits de resolución.	46
Figura 32	a) Rectificador de media onda negativa, b) Rectificador de media onda positiva, c) Respuesta del sistema a), Respuesta del sistema b).	50
Figura 33	a) Rectificador activo de media onda, b) Respuesta del sistema.	51
Figura 34	a) Rectificador de onda completa, b) Respuesta del sistema.	52
Figura 35	a) Rectificador activo de onda completa, b) Respuesta del sistema.	52
Figura 36	Planos anatómicos de movimiento y los correspondientes ejes de rotación.	55
Figura 37	a) Flexión y extensión en el plano sagital y sobre el eje medio lateral. b) aducción y abducción de la cadera en el plano frontal y sobre el eje anteroposterior.	56
Figura 38	Rotación del hombro hacia dentro y hacia afuera, en el plano transversal y sobre el eje longitudinal.	57
Figura 39	Pronación y supinación del antebrazo en la articulación radio cubital.	58

Figura 40	Representación gráfica del movimiento angular producido por la extensión del codo.	59
Figura 41	Ángulos absolutos y relativos definidos durante el lanzamiento de un balón de básquetbol.	60
Figura 42	Flexión del cuello.	62
Figura 43	Extensión del cuello.	62
Figura 44	Rotación externa del cuello.	63
Figura 45	Flexión del hombro y el músculo deltoides acromial.	63
Figura 46	Extensión del cuello.	64
Figura 47	Flexión del codo y bíceps braquial.	64
Figura 48	Extensión del codo y tríceps braquial.	65
Figura 49	Flexión de la cadera.	65
Figura 50	Extensión de la cadera.	66
Figura 51	Flexión de la rodilla.	66
Figura 52	Extensión de la rodilla.	67
Figura 53	Flexión plantar del tobillo.	67
Figura 54	Flexión dorsal del tobillo.	67

Figura 55	Prensión de la mano.	68
Figura 56	Sistema de adquisición de señales EMG	70
Figura 57	Modelos eléctricos de la interfaz electrodo – piel, para un electrodo Ag/AgCl y un electrodo de micro agujas.	70
Figura 58	Modelo físico del electrodo superficial. Anexo	71
Figura 59	Ubicación de electrodos para sensores EMG y referencia.	72
Figura 60	Esquema simplificado del amplificador INA 128.	74
Figura 61	Amplificador ECG con sistema de pierna derecha.	75
Figura 62	Sistema de acoplamiento AC del amplificador de instrumentación.	76
Figura 63	Esquema de la etapa de pre amplificación.	77
Figura 64	Diagrama esquemático de la etapa de amplificación final.	78
Figura 65	Esquema del sistema de rectificación.	79
Figura 66	Diagrama de conexión para un grupo de 5 sensores.	80
Figura 67	Diagrama esquemático del sensor EMG. Anexo 1.	81
Figura 68	Diseño PCB del sensor EMG.	81
Figura 69	Diagrama de bloques del sistema de medición inercial.	82

Figura 70	Diagrama esquemático de un giroscopio MEMS.	84
Figura 71	Diagrama de bloques del dispositivo MPU6050.	85
Figura 72	Registro CONFIG del dispositivo MPU6050.	86
Figura 73	Registro GYRO_CONFIG del dispositivo MPU6050.	87
Figura 74	Registro ACCEL_CONFIG del dispositivo MPU6050.	88
Figura 75	Registro PWR_MGMT_1 del dispositivo MPU 6050.	90
Figura 76	Diagrama de flujo del procesamiento central. Anexo: 4.	91
Figura 77	Módulo multiplexor I2C de 8 canales.	92
Figura 78	Diagrama de bloques del multiplexor I2C.	93
Figura 79	Multiplexación de 8 canales I2C. Anexo: 4.	94
Figura 80	a) Subproceso: Verificación de conexión I2C. b) Subproceso: Iniciar MPU. c) Subproceso: Identificación MPU. Anexo: 4.	96
Figura 81	a) Subproceso: Calibración. b) Subproceso: Movimiento6. Anexo: 4.	97
Figura 82	Subproceso: Cinemática Directa. Anexo: 4.	98
Figura 83	Módulo Bluetooth HC-05.	100
Figura 84	Distribución de pines del dispositivo Teensy 3.2.	101

Figura 85	Diagrama esquemático del procesador central. Anexo: 2.	102
Figura 86	Diseño PCB del procesador central.	103
Figura 87	Diagrama de conexión del sistema de medición Inercial	104
Figura 88	Diagrama esquemático del sistema de medición Inercial. Anexo: 3.	104
Figura 89	Diseño PCB del sistema de medición Inercial	105
Figura 90	Articulaciones del robot NAO.	106
Figura 91	Ubicación de los sensores inerciales.	107
Figura 92	Diagrama de bloques del sistema general.	108
Figura 93	Contenedor del PCB: Sensor EMG. Anexo: 6.	109
Figura 94	Contenedor del PCB: MUX I2C. Anexo: 7.	109
Figura 95	Contenedor del PCB: Procesador Central. Anexo: 8.	110
Figura 96	Montaje del sistema durante el periodo de pruebas.	111
Figura 97	Diagrama de bloques del procesamiento digital de señales.	113
Figura 98	Comandos de comunicación serial Matlab - V-REP.	113
Figura 99	Comandos de recepción y asignación de variables inalámbrica en Matlab.	114
Figura 100	Respuesta en frecuencia del filtro diseñado.	116

Figura 101	Implementación del filtro digital diseñado	117
Figura 102	Implementación en Matlab del algoritmo para el cálculo móvil de valor RMS.	119
Figura 103	Implementación en Matlab del algoritmo para el cálculo móvil del DPR.....	119
Figura 104	Implementación en Matlab del algoritmo para el cálculo móvil de la pendiente de 10 señales angulares.	120
Figura 105	Parámetros de configuración del control de posición de las articulaciones en V-REP.....	123
Figura 106	Extracto de la implementación en Matlab de los comandos de movimiento desarrollados.	123
Figura 107	Comandos para la configuración de comunicación entre Matlab y V-REP.....	124
Figura 108	Configuración para la comunicación V-REP - Matlab	124
Figura 109	Extracto del código para la lectura de identificadores de las articulaciones del robot humanoide.	125
Figura 110	Simulación de movimientos del robot NAO en V-REP.....	125
Figura 111	Flexión y Extensión del cuello.....	129
Figura 112	Flexión y extensión vertical del hombro.....	129
Figura 113	Flexión y extensión horizontal del hombro.....	130

Figura 114	Flexión y extensión del codo.	130
Figura 115	Ejecución de sentadillas.	131
Figura 116	Señales EMG registradas y sin procesar, de los músculos superiores.....	135
Figura 117	Defectos en la señal EMG registrada.	135
Figura 118	Registro en bruto de señales inerciales.	136
Figura 119	Comparación entre la señal EMG original y el resultado del filtro digital.	138
Figura 120	Valor RMS de la señal EMG rectificada.	139
Figura 121	Periodo de activación muscular de la señal procesada a valores RMS	140
Figura 122	Comparación entre el procesamiento digital con $f_s=1250\text{Hz}$ y el procesamiento actual con $f_s=31.25\text{Hz}$	141
Figura 123	Cálculo de la pendiente de desviación en la señal angular Yaw del hombro izquierdo.	142
Figura 124	Resultado de la corrección de señales angulares, flexión y extensión del hombro izquierdo.	143
Figura 125	Señales de movimiento desarrolladas durante la flexión y extensión del hombro izquierdo.	144
Figura 126	Resultado del movimiento articular del cuello.	145

Figura 127	Señales EMG durante la flexión y extensión de los hombros (rectángulo rojo).....	147
Figura 128	Señales de movimiento desarrolladas durante la flexión y extensión de los hombros.	148
Figura 129	Señales EMG durante el desarrollo de flexión y extensión de los codos y agarres de fuerza de las manos.	149
Figura 130	Señales de movimiento desarrolladas durante la flexión y extensión de los codos.	151
Figura 131	Señales EMG durante el desarrollo de la sentadilla.	153
Figura 132	Señales de movimiento desarrolladas durante la flexión y extensión de la cadera.	154
Figura 133	Señales de movimiento desarrolladas durante la flexión y extensión de las rodillas.	155

RESUMEN

En el presente trabajo de titulación, se muestra el diseño y la implementación de un sistema de control de movimiento para un robot humanoide dentro del entorno de simulación V-REP. El sistema de control mencionado se fundamenta en el procesamiento digital de señales EMG y el movimiento angular de nueve articulaciones del cuerpo humano analizado mediante unidades de medición inercial (IMU). Las señales EMG se detectan en la superficie de la piel sobre los músculos relacionados con el movimiento articular de: cuello, hombro, codo, cadera y rodilla, tanto del lado derecho como izquierdo. La detección de señales EMG se realiza mediante electrodos superficiales conectados a dieciocho sistemas de acondicionamiento analógico individual, que permiten la compatibilidad eléctrica de las señales detectadas con los dispositivos utilizados para su digitalización y transmisión inalámbrica hacia un computador; y que al igual que las IMU, se fijan al usuario directamente sobre la superficie de la piel. El procesamiento digital se realiza en tiempo real por el computador, utilizando: algoritmos de filtrado para la reducción de interferencia generada durante el acondicionamiento, algoritmos de extracción de características de señales EMG y la recepción de información generada por la medición inercial del movimiento del usuario; determinando con esta información los comandos de movimiento adecuados para el robot humanoide. Los comandos de movimiento son enviados al entorno de simulación, donde el robot reproduce el movimiento del usuario aplicado a sus articulaciones.

Palabras clave:

- **SEÑALES EMG**
- **MEDICIÓN INERCIAL DEL MOVIMIENTO**
- **ROBOT HUMANOIDE**

ABSTRACT

In the present degree work, the design and implementation of a motion control system for a humanoid robot within the simulation environment V-REP is developed. The aforementioned control system is based on the digital processing of EMG signals and the angular movement of nine joints of the human body analyzed by means of inertial measurement units (IMU). The EMG signals are detected from the surface of the skin over the muscles related to the joint movement of: neck, shoulder, elbow, hip and knee; of both, the right and left sides of the human body. The detection of EMG signals is done by surface electrodes connected to eighteen individual analog conditioning systems, which allow the electrical compatibility of the detected signals with the devices used for digitization and wireless transmission to a computer; and like the IMU, they are fixed to the user directly over the skin. The digital processing is done in real time by the computer, using: filtering algorithms for the reduction of interference generated during the conditioning, performing the extraction of characteristics of EMG signals and the reception of information generated by the inertial measurement of the user's movement; determining the appropriate movement commands for the humanoid robot. The movement commands are sent to the simulation environment, where the robot reproduces the movement of the user applied to its joints.

Keywords:

- **EMG SIGNALS**
- **INERTIAL MOVEMENT MEASUREMENT**
- **HUMANOID ROBOT**

CAPÍTULO I

1. INTRODUCCIÓN

1.1. Antecedentes

La robótica se ha desarrollado con importantes avances a partir del año 1950 cuando surgen industrias científicas y mejoras tecnológicas en electrónica que permitieron la creación del ordenador. Una revolución en el procesamiento y la comunicación de la información que ha sido posible gracias a la creación del computador. En consecuencia surge un nuevo bien en el mercado, la información definiendo una nueva era, *la era de la información* o *era post-industrial* (González, 2002).

Actualmente los robots humanoides completamente autónomos y funcionales todavía no se han logrado concretar en su totalidad; debido a una gran cantidad de problemas que aún no se solucionan. Hoy en día los robots que revolucionan los lugares de trabajo en la industria no tienen una apariencia humana; estos robots son manipuladores industriales es decir brazos y manos robóticos controlados por un computador y posiblemente no los reconoceríamos al observarlos.

A partir de 1980 los robots se comercializan en una gran cantidad de ambientes industriales, tecnológicos y científicos. En el año 2000 la empresa japonesa Honda presenta el robot humanoide llamado ASIMO. ASIMO consta de varias funciones de movimiento que le permite: correr, saltar obstáculos, reconocer e interpretar gestos humanos, sincronizar su movimiento con el de una persona y caminar a su mismo ritmo, jugar al fútbol (García E. J., 2016) e interactuar con el usuario respondiendo preguntas simples, acerca del clima o noticias cuya información la obtiene conectándose a internet (Figura 1).



Figura 1 Robot ASIMO,
interacción con el usuario.

Fuente: (Robarts, 2014).

Otro avance importante en el ámbito de la robótica humanoide es NAO. ALDEBARAN el líder mundial de robótica humanoide anuncia el lanzamiento de la quinta y última generación de NAO llamada NAO EVOLUTION. Desde su primer lanzamiento en 2005, se ha mejorado la funcionalidad de manera que exista una sencilla interacción entre los humanos y este robot; además de una programación de secuencias complejas por parte de desarrolladores independientes (ALDEBARAN, 2014). Entre las características que se han mejorado en esta generación se encuentran:

- Detección y reconocimiento de rostros y formas usando nuevos algoritmos.
- Detección de obstáculos y estimación de distancia usando nuevos sensores acústicos (Figura 2).
- Mayor rendimiento de la batería, hasta 1h y 30 min de tiempo de operación.

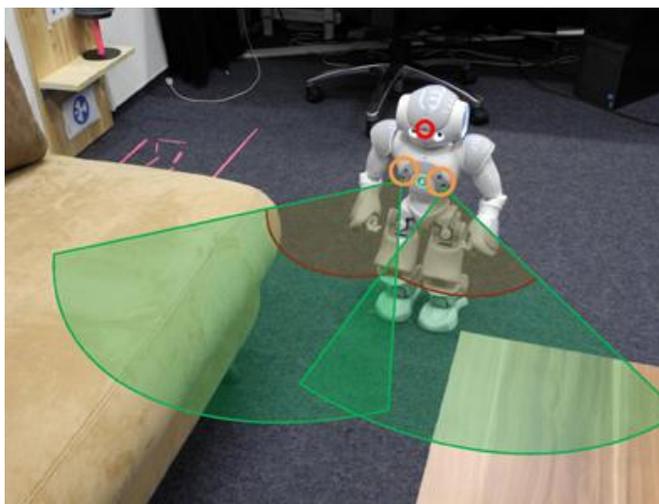


Figura 2 Robot NAO, esquema de detección de obstáculos mediante sensores acústicos.

Fuente: (Yan, Weber, & Wermter, 2013)

A partir de los avances de esta tecnología se origina una gran cantidad de investigaciones particulares. Específicamente las investigaciones de robótica en cooperación con la medicina abren la posibilidad de ayudar al ser humano con el propósito de asistir o potencializar las funciones del cuerpo. Además, surge la necesidad de mejorar las condiciones en las cuales estas personas desarrollan una actividad; potencializando las habilidades: motriz, auditiva o visual; reduciendo en cierta parte la inseguridad en el desarrollo de actividades cotidianas y mejorando su calidad de vida.

Dentro de esta línea de investigación se desarrollan dispositivos que deben acoplarse al usuario de tal manera que se utilicen las señales biológicas del cuerpo para activar y dar movimiento a los elementos tecnológicos que se deseen implementar; como: prótesis o exoesqueletos.

Entre las señales biológicas del cuerpo humano se tienen las señales mioeléctricas (EMG) producidas por los músculos; que deben ser acondicionadas y procesadas para poderlas utilizar en diferentes áreas, como biomecánica (prótesis), ergonomía, rehabilitación, neurofisiología. Para adquirir estas señales, una metodología utilizada es la electromiografía superficial, la cual es un

examen no invasivo que mide la respuesta de los músculos a los estímulos nerviosos. Este examen utiliza electrodos adheridos a la piel del cuerpo humano, los cuales detectan las señales EMG superficiales, con el propósito de registrar la actividad eléctrica producida en los músculos. El registro de las señales EMG se realiza mediante la medición de la diferencia de potencial eléctrico entre dos electrodos ubicados en el músculo y un tercero ubicado en un área neutral los cuales se relacionan con el movimiento del músculo de estudio. Estas señales se caracterizan por registrar un valor de amplitud en el orden de cientos de mV y un rango de frecuencias de 0 hasta 500 Hz, donde la mayor cantidad de energía de la señal se encuentra en el rango de 50 a 150 Hz dependiendo del músculo que se esté analizando; por lo que se requiere un acondicionamiento y procesamiento con el fin de reducir al mínimo la distorsión y obtener información relevante acerca de estas señales (De Luca C. J., 2002).

Los objetivos de una simulación son: conocer, analizar y evaluar el comportamiento de un sistema eliminando la necesidad de reconstruir o experimentar con un sistema real, ya que esto podría resultar costoso y requiere un análisis de comité ético para la aplicación de correctos protocolos de medición (Elena Rodrigo López, 2007),

En una simulación se construye un modelo del funcionamiento de un sistema real. Los problemas planteados en el mundo real generalmente tienen un alto grado de complejidad, por lo que es necesario estimar su comportamiento para construir un modelo matemático que lo represente de manera adecuada. En pocas ocasiones es posible construir un modelo que represente exactamente a un sistema real, limitándose su funcionamiento a aproximaciones lo suficientemente fiables para los propósitos de la investigación.

En el análisis de sistemas se utiliza ampliamente la técnica de simulación. Esto se debe a los recientes avances en las metodologías de simulación y una gran cantidad de software existente en el mercado. En la ingeniería de sistemas, un estudio de simulación presenta como ventajas:

- Mediante un estudio basado en simulación, es posible analizar el comportamiento de un sistema observando los efectos internos y externos producidos por alteraciones en el modelo matemático correspondiente.
- La simulación de un sistema, permite observar detalladamente su comportamiento adquiriendo un mejor entendimiento del mismo, así como aplicar estrategias de control que mejoren la operación y eficiencia del sistema.
- En la simulación de sistemas complejos es posible identificar las variables relevantes, su interrelación y la interacción dentro del sistema, lo que permite entender de mejor manera su comportamiento.
- Se puede utilizar la simulación para realizar experimentos sobre nuevos sistemas, cuya información es muy limitada, lo que permite anticipar de mejor manera su comportamiento y posibles resultados.

De acuerdo a las características mencionadas anteriormente, la simulación se ha convertido en una herramienta necesaria en robótica. Además de un costo elevado la implementación física de un robot puede presentar varias complicaciones, como: la dificultad en el desarrollo de la programación que probablemente genere averías en el robot; a diferencia de un entorno de simulación donde estas complicaciones no provocarían graves consecuencias. (Elena Rodrigo López, 2007).

En la Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE, en el área de Automática y Robótica, en los últimos años se ha realizado una gran investigación dentro de este ámbito de robótica y biomédica con excelentes avances en la adquisición, procesamiento e identificación de señales mioeléctricas para su uso en el control de robots manipuladores. Entre los trabajos es importante citar los siguientes:

- Ávila Meza, Edison Eduardo (2017). Caracterización de movimientos de la mano para el control de desplazamiento de un robot móvil. Carrera de Ingeniería en Electrónica, Automatización y Control. Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE. Matriz Sangolquí.
- Sandoval Socasi, Daniela Estefanía y Trujillo Maya, Andrea Paulina (2016). Sistema replicador de movimiento articular de extremidad superior derecha en brazo robótico industrial por estudio electromiográfico y uso de Kinect. Carrera de Ingeniería en Electrónica, Automatización y Control. Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE. Matriz Sangolquí.
- Caizaluisa Guerra, Brayan Orlando y Morocho Oña, Marlon Andrés (2016). Diseño e implementación de un sistema robótico móvil cooperativo para detección y análisis de incendios en ambientes controlados. Carrera de Ingeniería en Electrónica, Automatización y Control. Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE. Matriz Sangolquí.
- Calderón Pasquel, David Stalin (2017). Diseño e implementación de un prototipo para medición de señales electromiográficas de la zona torácica para estudio de comportamiento muscular. Carrera de Ingeniería en Mecatrónica. Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE. Matriz Sangolquí.

- Ochoa, M., Aguiar, G., & Erazo, A. (2016). RHINO – an autonomous interactive surveillance robot for the needed ones: design and study case. MATEC Web of Conferences 56 07003, 8th International Conference on Computer and Automation Engineering, 5.

1.2. Justificación e importancia

A nivel mundial se genera la necesidad de mejorar la interacción entre humanos y robots e incluirlos en las actividades cotidianas de las personas y aún más importante en actividades de alto riesgo para la vida humana como el manejo de explosivos, material radiactivo o sustancias desconocidas. Esta interacción se ha realizado mediante controles no lo suficientemente precisos e intuitivos para generar una correspondencia entre los movimientos realizados por el usuario y los movimientos del robot (Jiménez, Espinosa, & Amaya, 2013).

En respuesta a las necesidades planteadas es importante mencionar la tele operación de robots, la cual es una solución ampliamente utilizada en la actualidad. En la tele operación un operador controla los robots a distancia utilizando señales de control que pueden enviarse a través de un cable, sistemas inalámbricos, internet o vía satélite (Anderson & Gottlieb, 2013).

Con respecto a la necesidad de mejorar la interacción entre humanos y robots, se han desarrollado interfaces intuitivas mediante las cuales el usuario es capaz de interactuar naturalmente con el robot mediante gestos, lenguaje movimiento corporal, etc. (Alsayegh, 2000). Dentro de este tipo de solución es importante mencionar que en la actualidad se aplican varios tipos de tecnología en la detección de señales provenientes del usuario para el control del robot, lo que ha permitido identificar varios tipos de interfaz de control entre el usuario y el robot. Entre los tipos de interfaz utilizadas actualmente se pueden mencionar: interfaces de control basado en sensores

ópticos (cámaras), sensores de posición (sensores PIR), actividad eléctrica del cerebro (señales EEG) y de los músculos del cuerpo (EMG).

Las interfaces de control basadas en señales EMG se utilizan ampliamente debido que estas señales son de fácil acceso y generación. Además las señales EMG tienen una correlación directa con la intención de movimiento en las extremidades del cuerpo (Joan, et al., 2014).

Una interfaz de control basada en señales EMG puede proporcionar una mejor predicción de la activación muscular, mediante el seguimiento de las características de la señal en los músculos superficiales sin contraerlos. El uso de señales EMG permiten que la estimación en tiempo real de la fuerza de activación muscular sea más factible (Demircan, Khatib, Wheeler, & Delp, 2009). Las interfaces de control basadas en señales EMG presentan algunas ventajas con respecto a los otros tipos de interfaz como:

- La estimación de fuerza, presión y esfuerzo de activación que realiza el usuario durante el control del robot; a diferencia de las interfaces basadas en sensores ópticos y sensores de posición (PIR) (Alsayegh, 2000).
- El uso de señales EMG sobre sensores ópticos, los cuales son sensibles a la reflexión de la luz en los puntos de interés del usuario durante la acción de control, creando un punto virtual entre dos posiciones del usuario.
- La menor cantidad de fuentes de señales de control con respecto a los otros tipos de interfaz y específicamente al uso de cámaras en la que se pueden utilizar más de 999 puntos de interés posicionados muy cerca entre sí lo que dificulta el estudio de movimiento del usuario durante la acción de control (Zerpa, Lees, Patel, & Pryzsucha, 2015).

Es importante reconocer que todas estas soluciones podrían ser implementadas utilizando robots autónomos programados con propósitos específicos para las distintas actividades antes mencionadas, pero en determinadas tareas del robot se necesita cierta versatilidad que tiene el cuerpo humano para la supervisión del funcionamiento; debido a la limitada destreza que en la mayor parte del tiempo muestra el robot al manipular distintos objetos que se encuentren en su entorno de operación.

Además de la limitada destreza de los robots autónomos actuales y a diferencia de los seres humanos, aun no se ha desarrollado un sistema que le permita al robot reaccionar ante estímulos inesperados durante ejecución normal de sus actividades. Esta respuesta se conoce como una reacción de sobresalto que se produce ante un estímulo sensorial inesperado de suficiente intensidad, la cual puede disminuir ante la repetición prolongada del estímulo o si antes detectar un estímulo se presenta otro de menor intensidad. (Rodríguez, 2010). Esto se puede evidenciar en la respuesta muscular, por ejemplo, al colocar la mano sobre una superficie caliente.

1.3. Alcance del proyecto

Controlar el movimiento y la fuerza de activación de un robot humanoide mediante el uso de señales EMG obtenidas de los músculos del tórax y extremidades humanas, y la información provista por los sensores de movimiento (giroscopios) situados en cada una de las articulaciones principales del cuerpo humano; reproduciendo dichas señales en el autómatas, dentro de un entorno simulado. Se determinan cuatro etapas para el cumplimiento del proyecto:

1. Adquisición y acondicionamiento de señales EMG.
2. Procesamiento de señales EMG en conjunto con la posición de las articulaciones.
3. Clasificación de las señales procesadas para su conversión a comandos de movimiento.

4. Control y simulación del movimiento del robot humanoide.

En la primera etapa se adquieren las señales mioeléctricas de los principales músculos del tórax y las extremidades del cuerpo humano (Figura 3), que se realizará a través de electrodos superficiales de acero inoxidable que se posicionan como se muestra en la (Figura 4).

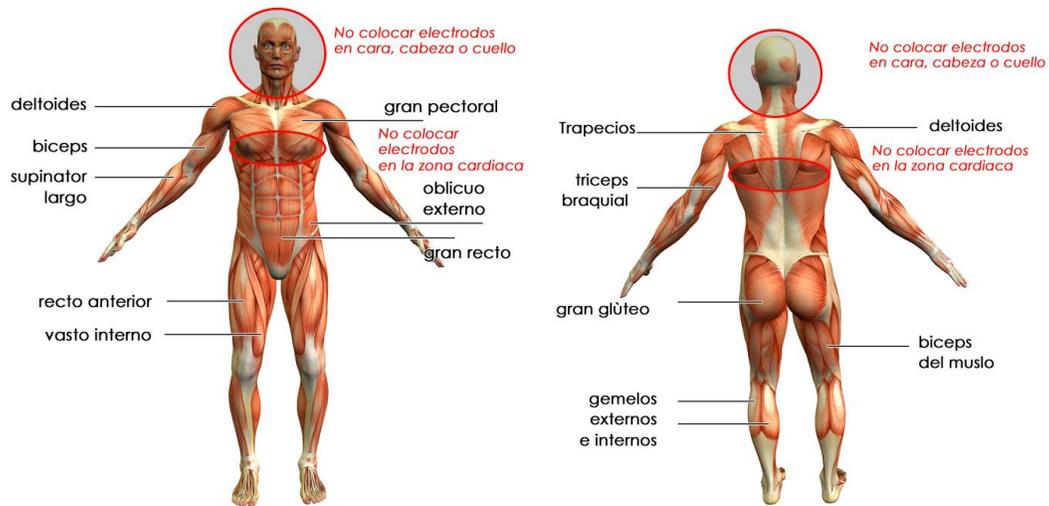


Figura 3 Músculos del cuerpo humano utilizados en una electromiografía.

Fuente: (Sport-Elec, 2011)

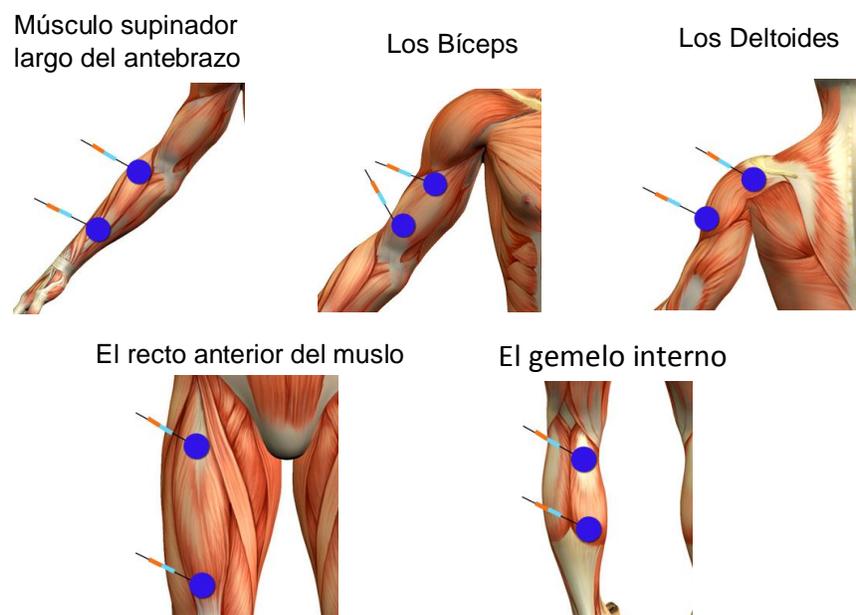


Figura 4 Ubicación de los electrodos según los músculos de interés.

Fuente: (Sport-Elec, 2011)

Una vez que se haya realizado la adquisición se realiza el acondicionamiento de las señales como se muestra en la Figura 5

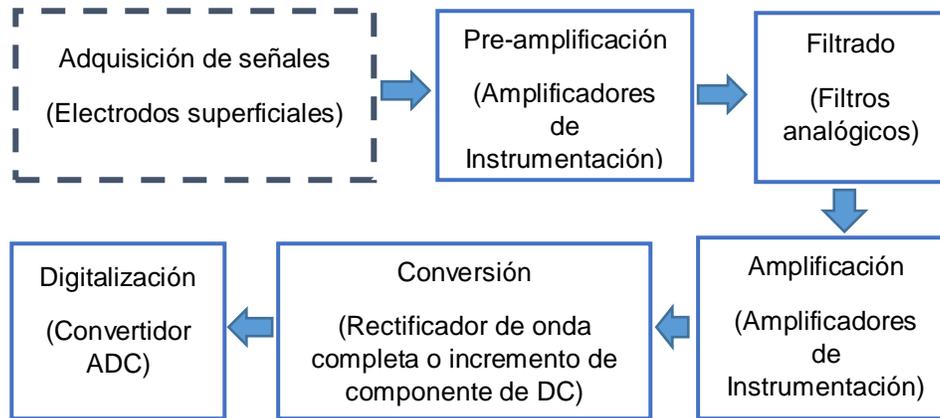


Figura 5 Diagrama de bloques de la adquisición y acondicionamiento de señales EMG.

De acuerdo al diagrama mostrado en la Figura 5, el acondicionamiento consta de cinco fases. La primera es la pre-amplificación de las señales EMG en donde se utiliza amplificadores de instrumentación para ajustar la ganancia adecuada. En la segunda fase se realiza de filtrado de las señales pre amplificadas. Es aquí donde se reducen al mínimo posible la interferencia generada por dispositivos externos y alteraciones en la señal; definiéndose el rango de información deseado. La tercera amplifica las señales filtradas en una ganancia adecuada para su posterior tratamiento. La fase cuatro, necesita fijar las señales filtradas en un rango adecuado de amplitud para lo cual se incrementa la componente de DC de las señales hasta un valor que elimine los valores negativos en su amplitud; o en su defecto se utiliza un rectificador de onda completa consiguiendo un efecto similar en las señales. En la quinta fase se digitalizan las señales mediante un convertidor análogo digital para su posterior procesamiento.

Se procesará las señales mioeléctricas acondicionadas y la información obtenida por los sensores de movimiento posicionados en los miembros entre las articulaciones del cuerpo humano como se muestra en la Figura 6.

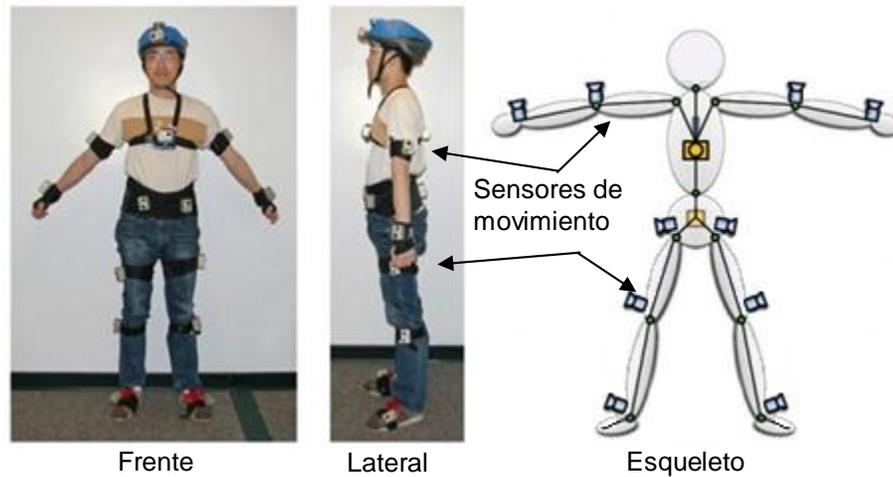


Figura 6 Posición de los sensores de movimiento según las principales articulaciones del cuerpo humano.

Fuente: (Rentero, 2011)

El procesamiento se basa en el análisis de las señales EMG a las que se aplican algoritmos de filtrado para eliminar la información poco relevante, reconocer zonas de interés, y extraer patrones de comportamiento de cada grupo de las señales.

En la etapa de clasificación se determinará los patrones correspondientes a la información obtenida de cada músculo tras el procesamiento de las señales EMG, por ese motivo se diseñará e implementará un algoritmo de clasificador basado de preferencia en aprendizaje automático.

Por último en la etapa de simulación se utilizará la información obtenida por la etapa de clasificación para el desarrollo de comandos de programación para el movimiento de los eslabones de un robot humanoide dentro de un entorno controlado, para lo cual se utilizará la herramienta de software V-REP que permite utilizar y programar el comportamiento y funcionamiento de diferentes tipos de robots sean: manipuladores industriales, móviles, zoomórficos poli articulados

y humanoides, en un entorno de simulación. V-REP contiene algunos modelos ya desarrollados como lo son ASIMO y NAO como muestra la Figura 7, lo que resulta conveniente para el propósito de este proyecto.

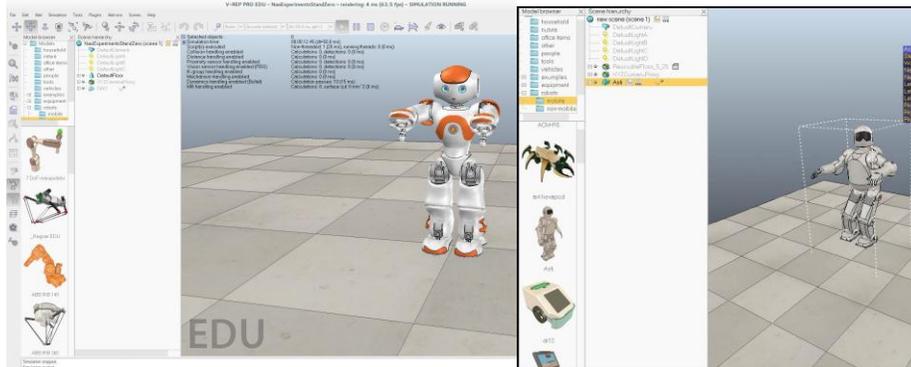


Figura 7 Ventana principal de simulación de V-REP con robots NAO y ASIMO

1.3.1. Aplicaciones a futuro

Una de las aplicaciones de este tipo investigación es la potenciación de la fuerza humana en la ejecución de sus actividades cotidianas. Esta potenciación es posible gracias al desarrollo de interfaces de control basado en señales EMG de extremidades artificiales (robots); que le permitan al usuario desarrollar una mayor fuerza con un menor esfuerzo muscular.

De igual forma, el control de movimiento de exoesqueletos mediante señales EMG, permite identificar varias formas de adquirir la información de control hacia el sistema, además de las diferentes estrategias de control que esto produce. Una de las formas de adquirir esta información es mediante las señales EMG a partir de las cuales se pueden estimar diferentes parámetros para la predicción de la activación muscular y la intención de movimiento, mejorando la interacción entre el usuario y el exoesqueleto.

La reproducción de movimiento de una persona en un robot durante la ejecución de actividades de alto riesgo, como: la manipulación de material radioactivo, explosivos o sustancias desconocidas, es otra de las aplicaciones de la presente investigación.

Esta reproducción de movimiento se puede realizar mediante interfaces de control basadas en señales EMG que le permiten al operador desarrollar la actividad propuesta ejecutando movimientos complejos, con cierta versatilidad y capacidad de reacción ante eventos inesperados.

1.4. Objetivos

1.4.1. General

- Controlar el movimiento y la fuerza de activación de los eslabones de un robot humanoide mediante señales EMG de los músculos y sensores de movimiento fijados al cuerpo humano, dentro de un ambiente simulado.

1.4.2. Específicos

- Diseñar e implementar un sistema de adquisición y acondicionamiento de señales EMG.
- Aplicar parámetros y algoritmos de procesamiento de señales EMG para su correcto tratamiento.
- Diseñar e implementar un algoritmo de clasificación de señales EMG procesadas para la activación y movimiento de un robot humanoide.
- Desarrollar la lógica de control para simular el movimiento del robot humanoide dentro del entorno de simulación.

CAPÍTULO II

2. ESTADO DEL ARTE

2.1. Señales Mioeléctricas (EMG)

2.1.1. Biopotenciales eléctricos

Varios órganos del cuerpo humano, como: el corazón, los músculos de las extremidades y de los ojos, manifiestan su funcionamiento a través de la actividad eléctrica. Entre las principales señales se tiene: el corazón, cuyo funcionamiento produce varias señales eléctricas que pueden ser registradas y analizadas mediante un electrocardiograma o ECG; de igual manera, se tiene la actividad eléctrica del cerebro que se puede medir mediante un electroencefalograma o EEG; y de igual forma la actividad eléctrica muscular, producto de las contracciones o relajaciones, se pueden medir mediante un electromiograma o EMG (Thakor, 1999). La medición de estas y otras señales que produce el cuerpo humano proporcionan un indicio acerca del funcionamiento normal o patológico de los órganos.

Para entender mejor la producción de biopotenciales eléctricos en el cuerpo humano, es necesario analizar el comportamiento eléctrico de las células que lo componen. A nivel celular el cuerpo humano se compone de diferentes elementos y sustancias químicas como el sodio, potasio, calcio, cloro, etc. Estas células se pueden clasificar en excitables y no excitables. Las células no excitables no conducen electricidad, pero son responsables de la protección, nutrición y apoyo de las células excitables.

La membrana celular compuesta de dos capas lipídicas, separa la célula excitable de su entorno, lo que significa dos ambientes uno intracelular y otro extracelular. El ambiente intracelular posee una gran concentración de iones de potasio, a diferencia del ambiente extracelular en el cual existe

abundancia de iones de sodio y cloro. Por lo tanto, en cada ambiente celular existe un diferente potencial eléctrico, resultando en un flujo de iones entre ambos ambientes, dando origen a una diferencia de potencial eléctrico conocido también como biopotencial, como muestra la Figura 8. El biopotencial se puede medir usando electrodos, acondicionado mediante instrumentación electrónica, monitorizado y registrado en los diferentes exámenes médicos para estudiar el funcionamiento de varios órganos del cuerpo. (Kavita Namdev, 2015). Los biopotenciales se pueden clasificar en dos tipos: potencial de activación y potencial de reposo.

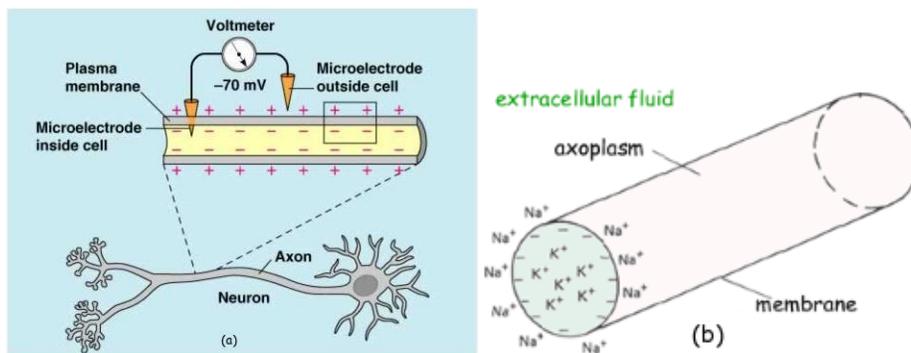


Figura 8 Biopotencial medido en una neurona.

Fuente: (Neuronas, 2017) y (Cyberphysics, 2017).

2.1.2. Potencial de reposo

Para producir este potencial las células excitables mantienen la diferencia de potencial entre ambos ambientes celulares, este potencial se encuentra en un rango de -40 a -90 mV, medido en el medio interno con respecto al medio externo. Durante estado de reposo, la membrana celular es ligera y únicamente permeable a los iones de sodio (Na^+) y en mayor proporción a los iones de potasio (K^+) y cloro (Cl^-), es decir se cierran los canales que transportan iones Na^+ y K^+ ubicados en la membrana celular. La permeabilidad de esta membrana a los iones de potasio (PK) es aproximadamente 50 a 100 veces mayor a la permeabilidad a los iones de sodio (PNa) (Clark, 1998).

Para mantener este estado de desbalance iónico entre el medio interno y externo de la célula se necesita un transporte activo y continuo de los iones contra sus gradientes electroquímicos. Como se muestra en la Figura 9, este mecanismo de transporte activo se localiza dentro de la membrana y se conoce como la bomba de sodio-potasio. Esta bomba transporta activamente Na^+ fuera de la célula y K^+ dentro de la célula, en proporción de $3\text{Na}^+ : 2\text{K}^+$. La corriente asociada a la bomba (i_{NaK}), es una corriente exterior que tiende a incrementar la negatividad del potencial dentro de la célula. (Lumen, 2017).

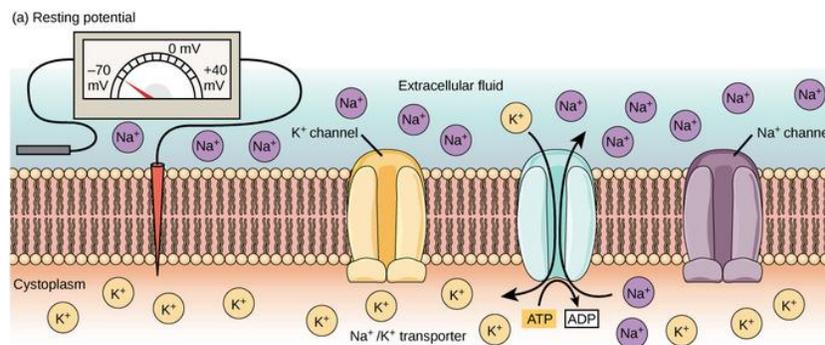


Figura 9 Potencial de reposo en la membrana celular.

Fuente : (Lumen, 2017).

2.1.3. Potencial de activación

Otra característica de las células excitables, es la habilidad de conducir un potencial de activación cuando se la estimula adecuadamente. Este estímulo adecuado es aquel que provoca la *despolarización* de la célula, lo suficiente para superar su potencial umbral (aproximadamente -55mV) y por lo tanto obtener un potencial de activación de *todo o nada*, es decir apenas se supera dicho potencial, la célula se despolariza totalmente, en caso contrario no se despolariza, este potencial se desplaza sin atenuación, a velocidad constante en toda la membrana celular.

Debido al potencial del reposo, se dice que la célula está *polarizada*. Un decremento de la magnitud de esta polarización se conoce como *despolarización*, por lo tanto, un incremento en la magnitud se conoce como *hiperpolarización*.

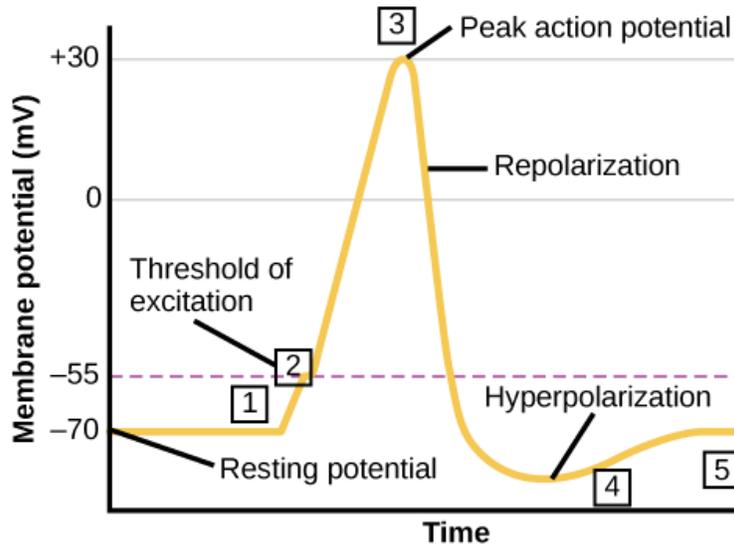


Figura 10 Potencial de activación en la célula.
Fuente: (Lumen, 2017).

Como muestra la Figura 10 y Figura 11, para producir el potencial de activación, (1) la membrana celular responde a un estímulo externo induciendo la despolarización de la membrana celular, (2) si este estímulo supera su valor umbral, incita la apertura de todos los canales de Na^+ en la membrana, permitiendo su ingreso hacia el medio interno de la célula y reduciendo la magnitud de su potencial. (3) Una vez que el potencial alcanza su valor máximo positivo, los canales de K^+ se abren y los iones K^+ salen de la célula. Al mismo tiempo, los canales de Na^+ se cierran. (4) La membrana celular se hiperpolariza mientras los iones K^+ continúan saliendo de la célula. La membrana celular se encuentra en un estado de remanencia de potencial. (5) Los canales K^+ se cierran y la bomba de Na^+/K^+ restaura el potencial de reposo.

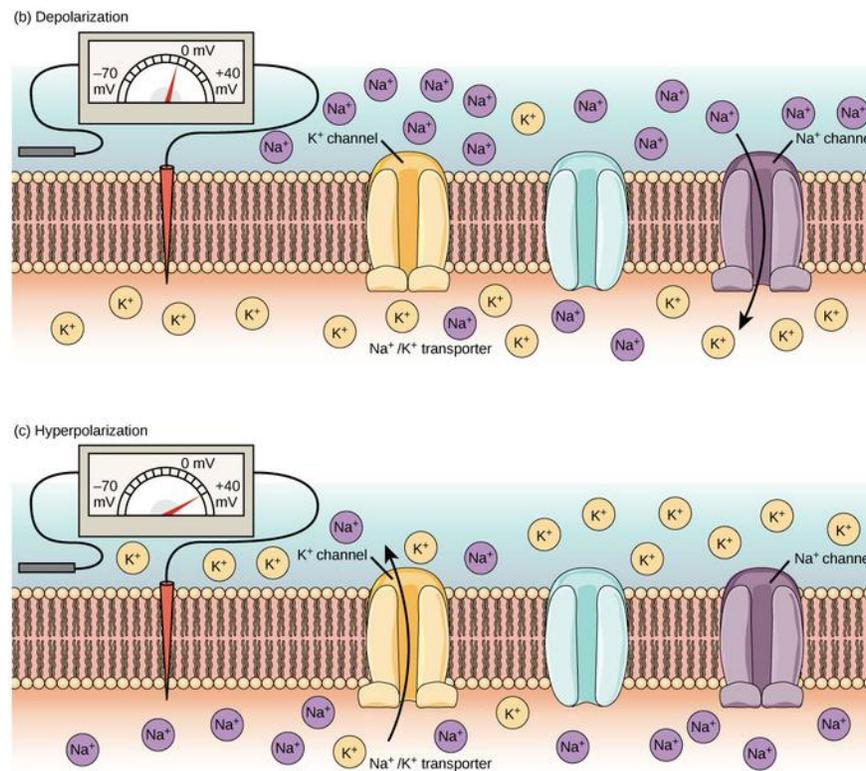


Figura 11 Potencial de activación en una célula excitable.
Fuente: (Lumen, 2017).

2.1.4. Origen de las señales EMG

Dentro de la electromiografía una señal EMG es la representación de la actividad eléctrica en los músculos. Esta actividad es la manifestación eléctrica de las señales neuromusculares asociadas con la contracción muscular. Las señales EMG representan el potencial eléctrico generado por el flujo iónico a través de la membrana de las células musculares, que se propaga en las fibras musculares y tejidos intermedios para llegar a la superficie de detección en la piel. Las fibras musculares están inervadas en grupos llamados unidades motoras que se activan al recibir una señal de activación del sistema nervioso y generar un potencial de activación de una unidad motora (*MUAP Motor Unit Action Potential*).

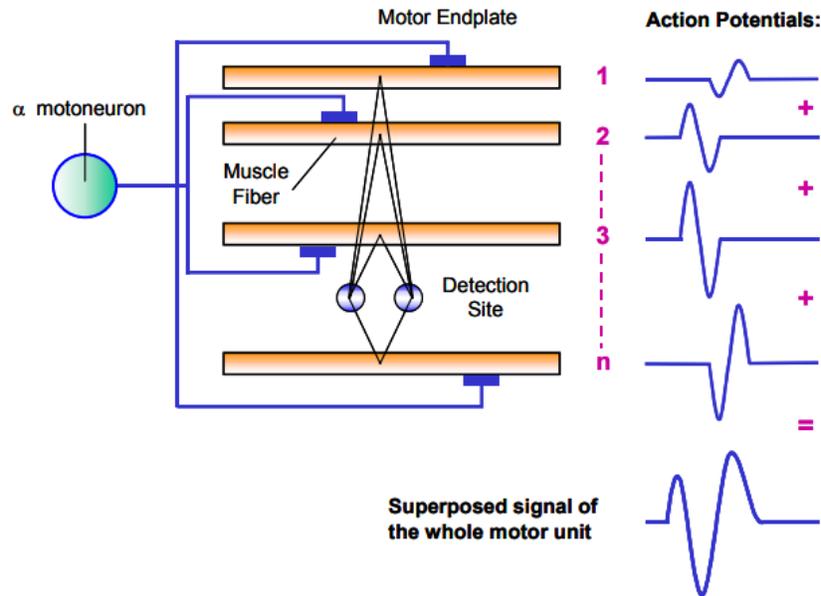


Figura 12 Superposición de potenciales para formar una MUAP.
Fuente: (Konrad, 2006)

Debido a que una unidad motora consiste en muchas fibras musculares, el par de electrodos mide el potencial de todas las fibras inervadas dentro de esta unidad motora, dependiendo de su distancia espacial y resolución. Por lo general, estas señales de las fibras se superponen generando un potencial de activación de una unidad motora. Dependiendo de la orientación geométrica de la fibra en relación al sitio del electrodo, el potencial de activación de la unidad motora difiere en forma y tamaño de cada uno de los potenciales correspondientes a las fibras musculares. (Konrad, 2006). En la Figura 12 se presenta un esquema de la generación del potencial de acción de una unidad motora.

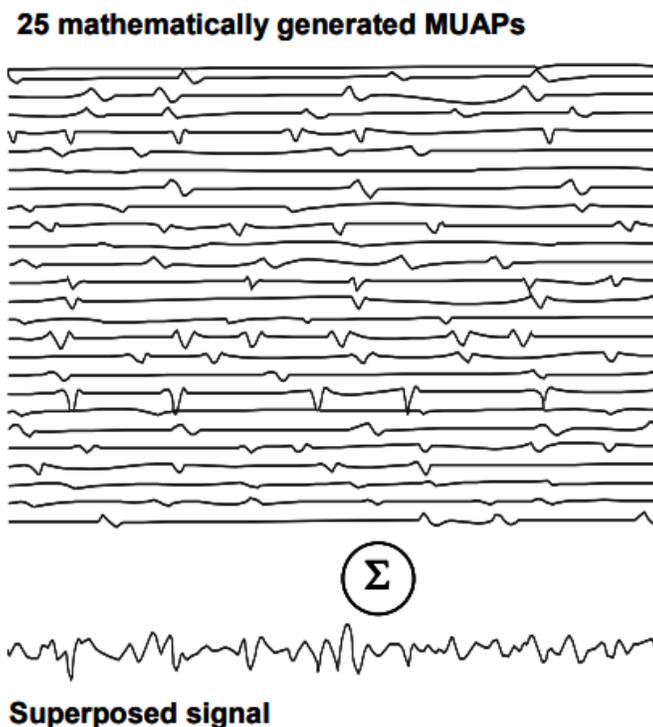


Figura 13 Superposición de las activaciones de unidades motoras.

Fuente: (Konrad, 2006)

En la Figura 13 se observa la superposición de las señales activación de unidades motoras como resultado de un electromiograma. De acuerdo a estudios kinesiológicos, los potenciales de activación de todas las unidades motoras que se miden en la ubicación de los electrodos se superponen eléctricamente en una señal, además ésta se observa como una señal bipolar con amplitudes simétricas tanto positivas como negativas llamada patrón de interferencia.

2.1.5. Características de las señales EMG

Para entender mejor el origen, funcionamiento y la posterior aplicación de las señales EMG; en la Figura 14, se muestra el registro de una señal EMG en bruto durante 3 contracciones del músculo bíceps, determinando varias características temporales importantes.

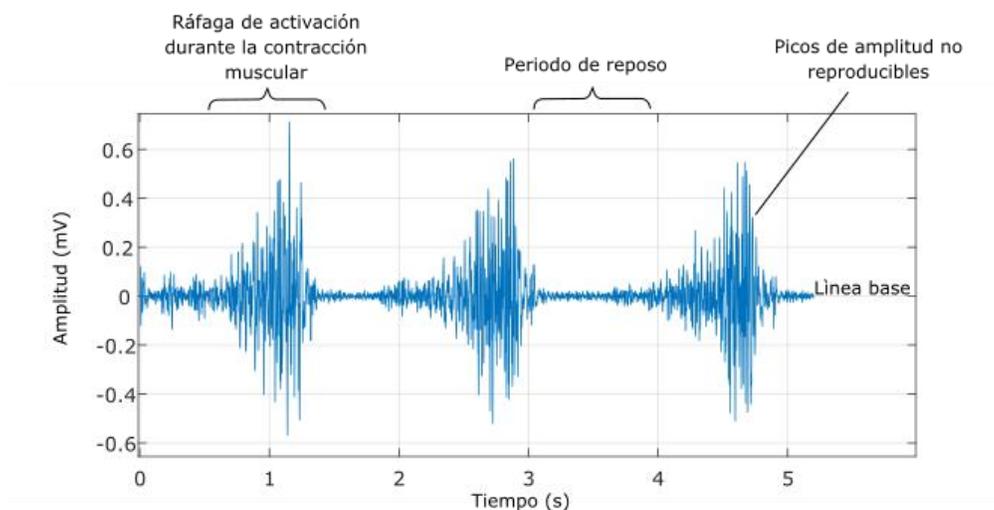


Figura 14 Registro de una señal EMG en bruto del músculo bíceps.
Fuente: (Konrad, 2006)

Una señal EMG en bruto hace referencia a la medición de la superposición de los potenciales de activación de unidades motoras, la cual no ha sido procesada y filtrada con excepción de un filtro pasa banda. Cuando el músculo está relajado, se puede observar la línea base de la señal EMG casi libre de ruido. Uno de los puntos de verificación importantes en toda medición de una señal EMG es el análisis de la calidad de línea base de la señal EMG. Ésta calidad de línea base está relacionada con el nivel de ruido en la señal. El ruido de la línea base de señal EMG en bruto depende de muchos factores, especialmente de la calidad del amplificador, el ruido ambiental y las condiciones en la detección de la señal. Con una adecuada amplificación y una apropiada preparación de la piel, el valor promedio del ruido en la línea base de la señal EMG no debería superar los $5 \mu\text{V}$, el objetivo debería ser 1 o $2 \mu\text{V}$. Se debe tener cuidado de no interpretar el ruido en la señal o los problemas dentro del instrumento de medida como un incremento en la actividad muscular o un aumento en el tono muscular (Konrad, 2006).

Un músculo sano relajado no muestra una actividad eléctrica significativa, correspondiente a la falta de potenciales de activación y su consecuente despolarización de las células musculares. Durante la contracción muscular se observan picos de potencial con forma aleatoria, haciendo

imposible reproducir de forma exacta el registro de este evento. Debido a su naturaleza, los picos detectados en la señal EMG durante la contracción muscular, tienen forma aleatoria, lo que significa que el registro de este evento no puede ser reproducido en forma exacta. El evento llamado contracción muscular hace referencia a la tensión desarrollada en el músculo al recibir la correspondiente señal de activación, esta tensión desarrollada se conoce también como activación muscular; la contracción muscular se puede clasificar en tres tipos:

- Contracción isométrica, o estática, que se produce al desarrollar tensión en el músculo sin cambiar su longitud total.
- Contracción concéntrica, en la cual se desarrolla tensión en el músculo a la vez que se contrae.
- Contracción excéntrica, en la cual el músculo desarrolla tensión a la vez que se alarga.

La característica de no reproducibilidad de picos en la señal EMG se debe al hecho de que el conjunto actual de unidades motoras involucradas en la activación, cambia constantemente dentro de la matriz de unidades motoras disponibles. Si dos o más unidades motoras se activan al mismo tiempo y se ubican cerca de los electrodos, estas producen un fuerte pico de activación. Este contenido no reproducible de las señales EMG se puede eliminar o al menos reducir al mínimo aplicando algoritmos de suavizado o seleccionando un parámetro adecuado para el cálculo de amplitud. (De Luca C. J., 2002)

La señal EMG es naturalmente estocástica. La amplitud de estas señales se encuentra en un rango de 0 a 5mV. La energía de la señal se limita a un rango de frecuencia de 20 a 500 Hz. Las señales EMG son muy susceptibles a fuentes de ruido internas y externas. Para una adecuada adquisición de las señales EMG es necesario procesarlas y así registrar visualizar y analizar estas

señales con precisión. Las fuentes de ruido que afecta al registro de las señales EMG pueden ser clasificadas en:

- Ruido inherente a los componentes electrónicos del equipo utilizado para el registro de señales EMG. Debido a que todos los equipos electrónicos generan ruido eléctrico, las señales EMG se ven afectadas durante su detección y registro. El ruido detectado en estas señales muestra componentes en frecuencia en un rango de 0 a varios kHz. Este ruido no se puede eliminar, únicamente se puede reducir utilizando componentes de alta calidad y mejores técnicas de diseño y construcción.
- Ruido ambiental. Este tipo de ruido se genera de fuentes de radiación electromagnética, como transmisiones de radio y televisión, conductores eléctricos, bombillas de luz, lámparas fluorescentes, etc., Es posible que cualquier dispositivo electromagnético genere y contribuya con este tipo de ruido. Este ruido se caracteriza por tener una amplitud hasta tres veces mayor que la señal EMG además de una frecuencia fundamental de 60 o 50 Hz, correspondiente a la radiación emitida por la red eléctrica y los dispositivos conectados a ella.
- Movimiento del dispositivo. Este tipo de ruido afecta a la señal EMG, presentando un rango de frecuencia de 0 a 20 Hz. En este tipo de ruido existen dos fuentes: una es la interfaz entre la superficie de detección del electrodo y la piel y la otra es el movimiento de los conductores que conectan los electrodos con el amplificador. Es posible reducir la incidencia de ambas fuentes de ruido mediante un diseño adecuado de los circuitos.

(Day, 2000)

2.1.6. Electromiografía Superficial

Como se ha determinado anteriormente, los pequeños potenciales generados durante la contracción muscular se transmiten desde las células musculares, pasando por las fibras, conjunto de unidades motoras hasta llegar a la superficie de detección en la piel. Esta señal llamada EMG se puede medir utilizando materiales conductores o electrodos en contacto con superficie de la piel, en un método denominado *Electromiografía Superficial*. La electromiografía superficial es el método de medida comúnmente usado, debido a que no es invasivo y puede ser realizado no necesariamente por médicos, con un mínimo riesgo para el paciente, (De Luca C. J., 2002).

2.1.7. Consideraciones

El registro puntual de las señales EMG durante la electromiografía superficial (EMGs) depende de varios factores y del valor de amplitud de la señal medida. Es así como se generan diferentes propiedades en esta señal, en el dominio del tiempo, así como en la frecuencia y que dependen de factores como:

- El tiempo e intensidad de la contracción muscular.
- La distancia del electrodo al área activa del músculo.
- Las propiedades del tejido superpuesto. (Grosor de la piel y el tejido adiposo).
- Las propiedades de los electrodos y el amplificador.
- La calidad del contacto entre el electrodo y la piel.

En muchos casos se requiere únicamente la información del tiempo e intensidad de la contracción del músculo. El resto de los factores solo alteran el registro de señales EMG, haciendo más difícil la interpretación de los resultados obtenidos. No obstante, hay métodos para reducir la

incidencia de los factores no musculares sobre las propiedades de la señal EMG. (Day, 2000). Entre los métodos para minimizar la variabilidad en la señal EMG se pueden aplicar:

- El uso de electrodos y amplificadores iguales.
- Asegurar la calidad del contacto entre los electrodos y la piel.

El registro y representación precisa de las señales EMG depende de las propiedades de los electrodos y de su interacción con la piel, el diseño de la amplificación, su conversión de señal analógica a digital y su posterior almacenamiento. Esta dependencia crea la necesidad de determinar la calidad de una señal EMG, que se obtiene como relación entre la señal EMG medida y la contribución del ruido ambiental, con el objetivo de maximizar la amplitud de la señal y minimizar el nivel de ruido.

Es posible reducir el número de factores involucrados para determinar el valor de la relación señal a ruido asumiendo un diseño adecuado de la amplificación y conversión analógica/digital, y así especificar que la relación señal a ruido depende únicamente del contacto entre el electrodo, el electrolito y la piel; cuya información relevante se desarrolla en el siguiente apartado. (De Luca G. , 2003).

2.1.7.1. Electrodo

Dentro de la aplicación de la electromiografía es necesario analizar la interfaz entre la instrumentación utilizada para realizar el procedimiento y el paciente, es decir se necesita analizar las propiedades de los electrodos ubicados en el lugar de interés para la adquisición de las señales EMG. Durante la realización del electromiograma, la superficie de la piel involucrada en la detección de señales EMG entra en contacto con los electrolitos en el electrodo. En ese momento se produce una reacción química que necesita de un tiempo de estabilización y debería permanecer

estable durante la adquisición de la señal EMG y no debería cambiar si las características eléctricas de la piel cambian debido al sudor o la humedad.

A pesar del que el uso de electrodos superficiales dentro de la electromiografía presenta una fácil manipulación de los mismos; estos se limitan a detectar únicamente señales provenientes de los músculos superficiales. Para los músculos internos generalmente cubiertos por los músculos anteriores o los huesos, se necesita inevitablemente de electrodos con forma de aguja. En el mejor de los casos el diseño de la amplificación es indiferente al tipo de electrodo utilizado. La selección de un tipo de electrodo depende en general de la investigación a realizar y sus condiciones, tomando en cuenta que un tipo de electrodo no cubre todos los posibles requerimientos.

Existen dos tipos de electrodos utilizados comúnmente en la electromiografía superficial: electrodos secos en contacto directo con la superficie de la piel y los electrodos cubiertos de gel, que utilizan un gel electrolítico como interfaz química entre la piel y la parte metálica del electrodo. (Konrad, 2006).

2.1.7.2. Electrodos Secos

En este tipo de electrodos, debido a la geometría y construcción de los mismos, se los utiliza en ciertas aplicaciones donde no es posible aplicar el gel electrolítico en la superficie de detección del electrodo. Un ejemplo de estos electrodos son electrodos de barra y de matriz. Debido a una alta impedancia entre los electrodos y la piel, es común tener la etapa de pre amplificación y amplificación en el mismo lugar de los electrodos, incrementando considerablemente la masa del dispositivo en relación a los electrodos con gel. El incremento en la masa inercial del dispositivo incrementa la dificultad de mantener fijos los electrodos sobre la piel. (Day, 2000).

2.1.7.3. Preparación de la piel

La calidad del registro de una señal EMG depende de una adecuada preparación de la piel y posicionamiento de los electrodos. Antes de realizar un electromiograma, se recomienda limpiar con alcohol la piel del paciente. Al limpiar la piel del paciente se eliminan residuos de aceite, polvo y piel muerta que impiden establecer la interfaz entre la piel y los electrodos (CLA, 2018). Esto estabilizará el contacto entre la piel y los electrodos y reducirá la impedancia medida entre ellos. La impedancia deberá estar en un valor de alrededor de 70kOhms adecuado para la mayoría de amplificadores modernos (Hannay, 1988). Si se planea realizar un examen con movimiento algo estático o en cámara lenta y el objetivo del análisis es cualitativo, puede ser suficiente una limpieza del área con alcohol. Por el contrario si se planea un examen con condiciones dinámicas con riesgo de movimiento de los dispositivos se necesitará una limpieza profunda de la piel. (Konrad, 2006)

2.1.7.4. Ubicación de los electrodos

Para registrar correctamente la actividad eléctrica de los músculos durante la contracción, es necesario ubicar correctamente los electrodos en el paciente, más aún durante sesiones consecutivas y entre diferentes sujetos. Para determinar la ubicación de los electrodos para la ejecución del electromiograma, es recomendable seguir los lineamientos establecidos por el proyecto europeo SENIAM (*Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*) es una acción concertada europea, cuyos resultados presentan: recomendaciones y lineamientos para la construcción y colocación de sensores; métodos de procesamiento de señales de electromiografía superficial (SEMG); un conjunto de modelos de simulación para educación y evaluación, entre otros. Unos de los recientes lineamientos establecidos por este proyecto fue el procedimiento de ubicación de electrodos en 30 diferentes músculos. (Day, 2000).

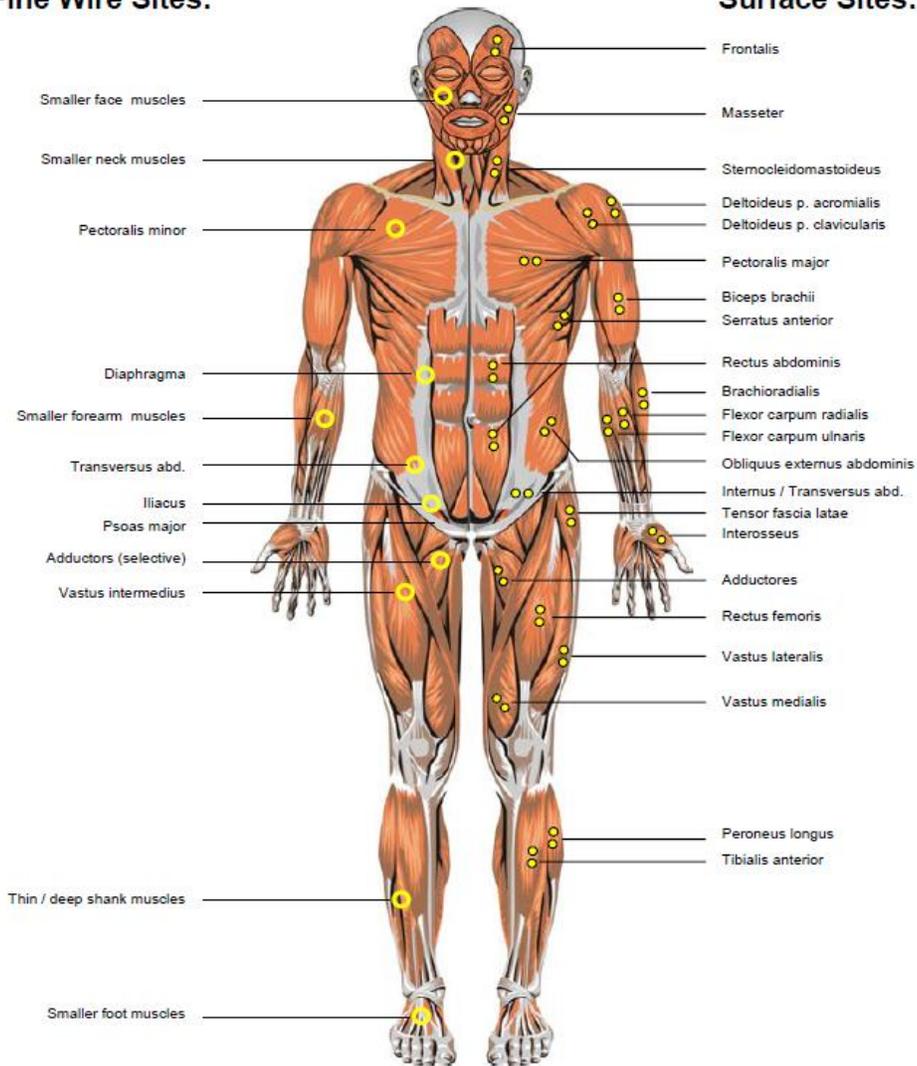
Dentro de estos lineamientos, la ubicación de los electrodos se describe como una línea entre dos puntos de referencia anatómicos. (SENIAM, 2017). Como primer paso se debe determinar la posición de los puntos de referencia de acuerdo a los lineamientos. El siguiente paso es dibujar una línea entre los dos puntos de referencia sobre la cual se ubicarán los electrodos. En la superficie de la piel, los electrodos pueden orientarse longitudinalmente con respecto al eje del músculo, y transversalmente orientados de forma perpendicular al eje, dividiendo a los lineamientos en dos estrategias.

- Orientación longitudinal: los electrodos se posicionan en la mitad del músculo es decir sobre el punto medio entre el extremo distal del motor y el tendón distal; evitando cubrir la zona de inervación o los tendones en todo el rango de movimiento.
- Orientación Transversal: con respecto a esta posición de los electrodos, SENIAM recomienda ubicar los electrodos en la superficie lejos de borde con otras subdivisiones o músculos de manera que la distancia del músculo a las subdivisiones y otros músculos se máxima. Típicamente, esto significa que la línea entre los centros de los electrodos se ubica casi perpendicular al eje de músculo. (Day, 2000).

La mayoría de lineamientos para la aplicación electrodos, trabajan con un sistema de puntos de referencia anatómicos, basado en la región de hueso dominante y otras prominencias o estructuras que fácilmente se pueden palpar. Es de acuerdo a estos lineamientos que se pueden aplicar los electrodos en la mayoría de músculos de las extremidades y del tórax. A diferencia de estos músculos, los músculos internos, pequeños o cubiertos por otros necesitan de la aplicación de electrodos en forma de aguja para detectar su actividad eléctrica.

Fine Wire Sites:

Surface Sites:



CONTINÚA 

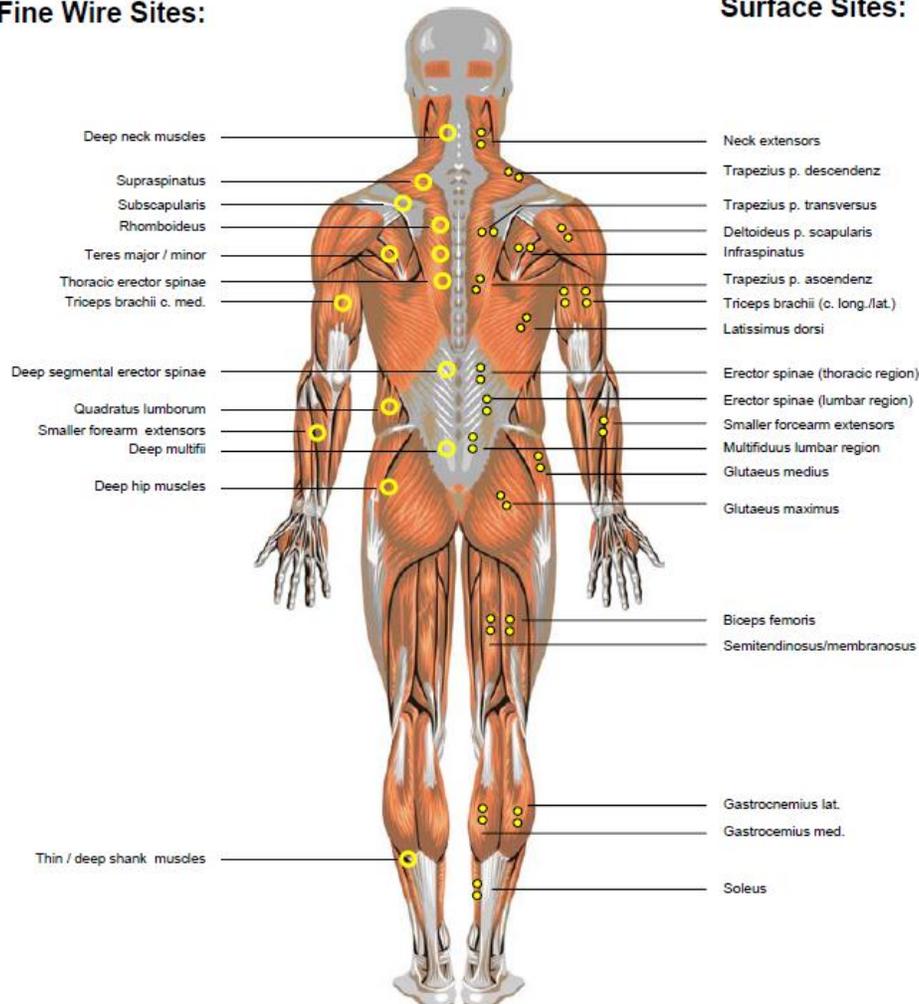
Fine Wire Sites:**Surface Sites:**

Figura 15 Vista frontal. y posterior, de la posición anatómica para los electrodos.
Fuente: (Konrad, 2006)

En la Figura 15, se muestran los músculos que se investigan típicamente en estudios kinesiológicos, en la cual se ha determinado la ubicación y orientación de los electrodos mediante dos puntos de color amarillo en relación a la dirección de las fibras musculares; a la izquierda, músculos internos y su correspondiente posición de electrodos intramusculares y a la derecha, músculos superficiales y la posición de sus electrodos.

2.1.7.5. Electrodo de Referencia

Es necesario posicionar al menos un electrodo de referencia por paciente. Típicamente se selecciona un área sin perturbaciones eléctricas como: articulaciones, secciones óseas, extremos frontales, procesos de la columna, cresta iliaca, tibia, etc. Instrumentos modernos de amplificación diferencial no necesitan que el electrodo de referencia se ubique en un lugar especial, basta con colocarlo en un lugar cercano al primer electrodo.

2.2. Instrumentación

A partir de la ubicación de los electrodos en el lugar determinado de acuerdo a los lineamientos establecidos por SENIAM, se obtiene una señal EMG de muy baja amplitud, la cual debe ser acondicionada para una adecuada medición, posterior procesamiento y análisis.

Este acondicionamiento consiste en varias etapas: la primera de pre amplificación, donde se incrementa la amplitud de la señal EMG a un valor compatible con los instrumentos de la siguiente etapa; amplificación, donde se toma la señal pre amplificada y se incrementa su amplitud hasta un valor adecuado para los instrumentos de registro y medición de señales analógicas. Por último, la señal amplificada se rectifica, es decir se eliminan todas las componentes de amplitud negativa de la señal EMG obteniendo una señal compatible con los instrumentos de registro y medición, cabe mencionar que la implementación de esta etapa depende del tipo de instrumento seleccionado para el registro y medición de señales EMG.

2.2.1. Amplificación

Como se ha mencionado, se requiere de varias etapas de acondicionamiento para las señales EMG; las primeras etapas son la pre amplificación y la amplificación. Debido a que la amplitud de las señales que se encuentra en un rango de 0 a 5mV, es necesario amplificar su amplitud hasta un

valor adecuado para los sistemas de medición implementados en las siguientes etapas; utilizando los siguientes sistemas.

2.2.1.1. Amplificador operacional

El comportamiento del amplificador operacional responde a un modelo eléctrico equivalente representado por una fuente de voltaje controlada por voltaje en serie con una resistencia de salida y que a la vez responden a la ecuación (1).

$$v_o = A(v_2 - v_1) \quad (1)$$

En esta ecuación la señal de salida V_o está dada por la diferencia entre las señales de entrada amplificada por una ganancia A . Es necesario aclarar que el amplificador operacional requiere de elementos eléctricos externos para realizar operaciones matemáticas, siempre con la capacidad de incrementar la amplitud de la señal de entrada de acuerdo a los rangos establecidos por el fabricante (ver Tabla 1).

Tabla 1

Rangos habituales de los parámetros de un amplificador operacional.

Parámetro	Rango típico	Valores ideales
Ganancia de lazo abierto, A	105 a 108	∞
Resistencia de entrada, R_i	105 a 1013 Ω	$\infty \Omega$
Resistencia de salida, R_o	10 a 100 Ω	0 Ω
Tensión de suministro, V_{cc}	5 a 24 V	

Fuente: (Alexander & Sadiku, 2006).

A partir de los parámetros de funcionamiento del amplificador operacional se pueden diseñar circuitos y sistemas eléctricos que realizan diferentes funciones con las señales de entrada.

2.2.1.2. Amplificador de instrumentación

El amplificador de instrumentación basa su funcionamiento en el amplificador diferencial, con la característica que en su composición contiene varios sistemas eléctricos basados en

A partir de este comportamiento, se diseña un sistema con la misma respuesta, pero compuesto de varios amplificadores operacionales. En la Figura 17, se observa el diagrama eléctrico del amplificador de instrumentación, que consiste en dos sistemas amplificadores no inversores y un amplificador diferencial; y su modelo matemático responde a las ecuaciones (1) y (2).

$$A = 1 + \frac{2R}{R_G} \quad (2)$$

2.2.2. Procesamiento de señales EMG

A partir la adquisición de señales EMG, es necesario procesar la señal para su posterior análisis. Este procesamiento puede ser diseñado e implementado con tecnología analógica y digital y se divide en varias etapas: filtrado de la señal EMG, en donde se minimiza el nivel de ruido en la señal mejorando su calidad para el registro y medición; digitalización de la señal EMG y filtrado digital de la señal EMG. Con el filtrado de la señal, ya sea analógico o digital se consigue minimizar el nivel de ruido introducido por fuentes internas o externas durante el acondicionamiento de la señal EMG, mejorando la calidad de la señal durante la medición, registro, análisis y aplicación.

Como se ha señalado anteriormente, existen varias precauciones para el registro de señales EMG. Una vez que se ha ubicado correctamente el electrodo en la piel y la señal EMG se ha detectado, el nivel de ruido en la señal se convierte en el objetivo principal a obstaculizar el registro de la señal. Es con este propósito que se requiere filtrar la señal, incluso después de una amplificación diferencial. (Jamal, 2012)

El ruido de baja frecuencia causado por los elementos de amplificación, condición de la piel y variación de temperatura puede ser minimizado utilizando un filtro pasa altas. El ruido de alta frecuencia generado por las condiciones de conducción nerviosa durante la detección y por los dispositivos eléctricos como emisoras, computadores, teléfonos celulares etc., puede ser

minimizado por un filtro pasa bajas. Con este propósito se analizarán diferentes sistemas de filtrado en esta sección.

2.2.2.1. Procesamiento analógico de la señal EMG

Dependiendo de la aplicación y sus condiciones de operación, es posible procesar la señal EMG de manera analógica, con esta tecnología es posible encontrar sistemas diseñados con elementos pasivos (inductores y capacitores) o con elementos activos (amplificadores operacionales), como se describe a continuación.

2.2.2.1.1 Filtros Pasa altas

Es un sistema diseñado para reducir las componentes de baja frecuencia de una señal eléctrica, hasta un valor de frecuencia determinado. Este valor se denomina frecuencia de corte o " f_c ", que corresponde al valor de frecuencia anterior al que todas las componentes de frecuencia son eliminadas, y sobre el cual todas las frecuencias se conservan. En un diagrama de bode de la respuesta en frecuencia del filtro, es posible identificar dos rangos de frecuencia: el rango en donde la respuesta del filtro es unitaria o 0 dB y las frecuencias son mayores a la frecuencia de corte, la señal de entrada se transmite hacia la salida sin atenuación y se denomina "banda de paso" (Jamal, 2012); y el rango de frecuencia menor a la frecuencia de corte, donde la respuesta del filtro decae linealmente con una razón determinada por el orden del filtro (sistema), hasta un valor aproximado a 0; la señal de entrada se atenúa y se denomina "banda de corte", este comportamiento se puede observar en la Figura 18.

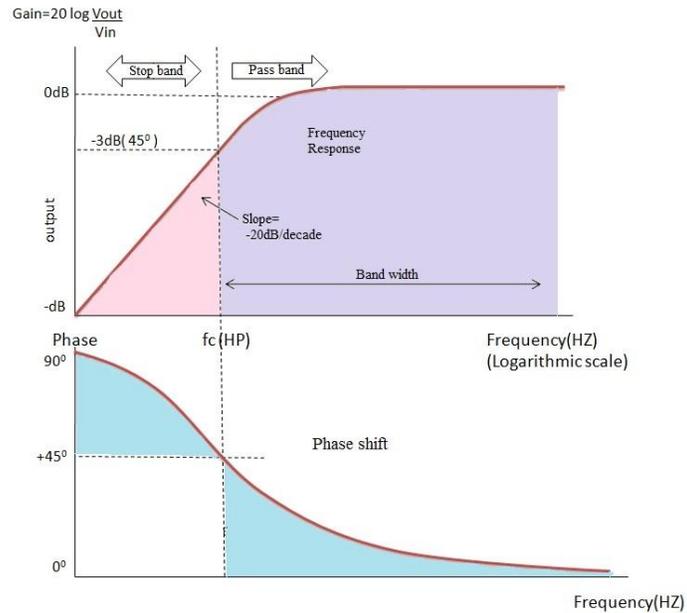


Figura 18 Respuesta en frecuencia de un filtro pasa altas de primer orden.
 Fuente: (ELECTRONICS HUB, 2015)

El sistema puede ser diseñado e implementado utilizando una resistencia y un capacitor en una configuración denominada circuito RC. Este circuito representa un filtro (sistema) de primer orden, el más simple posible. Las características principales la respuesta en frecuencia de esta configuración son: la pendiente de atenuación en un valor de 20 dB por cada década y la frecuencia de corte determinada por la ecuación (3). La señal de salida se mide en la resistencia del circuito, la configuración de este sistema se muestra en la Figura 19.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3)$$

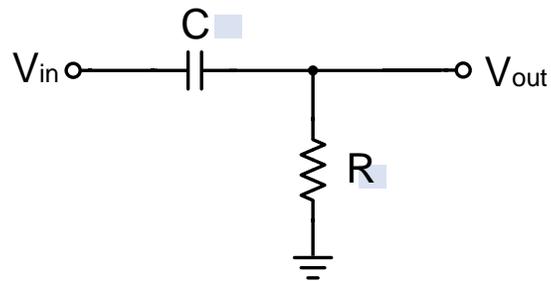


Figura 19 Diagrama de un filtro pasa altas de primer orden.

Fuente: (ELECTRONICS HUB, 2015)

En caso de requerir una mayor pendiente de atenuación en el filtro, se puede diseñar e implementar un sistema de segundo orden utilizando elementos activos. El diseño de este sistema utiliza dos filtros de primer orden en cascada y un amplificador operacional como se muestra en la Figura 20. Para esta configuración existen varias condiciones de diseño: la frecuencia de corte del filtro está determinada por la ecuación (3) y condicionada a las siguientes relaciones de resistores y capacitores: $R_1 = R_2$ y $C_1 = C_2$; y la ganancia del filtro condicionada mediante la ecuación (4).

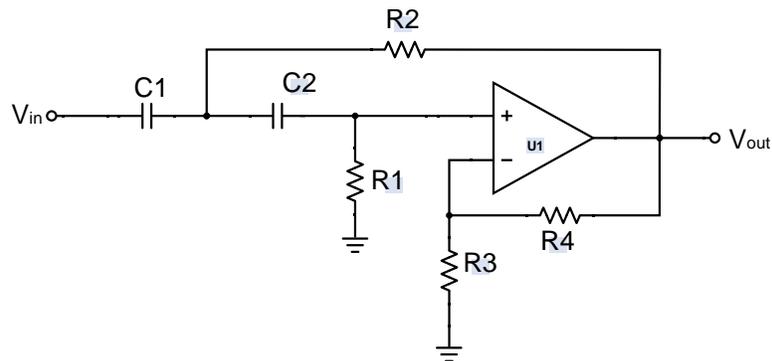


Figura 20 Diagrama de un filtro pasa altas de segundo orden.

Fuente: (Jamal, 2012)

$$A = 1 + \frac{R_4}{R_3} \quad (4)$$

2.2.2.1.2 Filtro pasa bajas

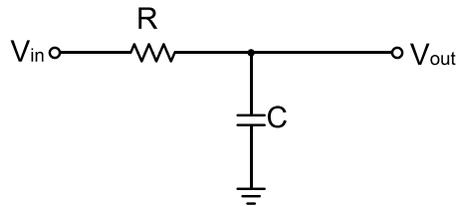


Figura 21 Diagrama de un filtro pasa bajas de primer orden.
Fuente: (ELECTRONICS HUB, 2015)

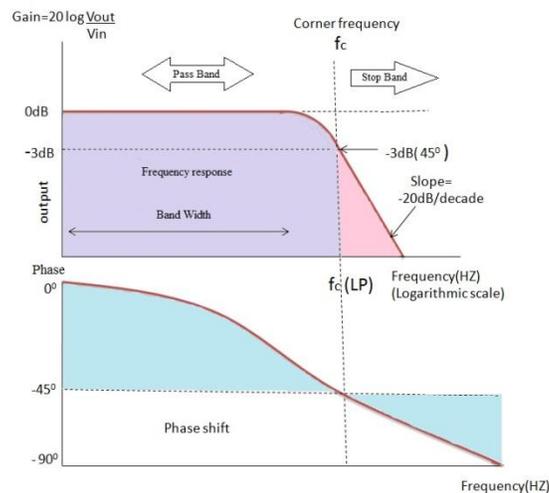


Figura 22 Respuesta en frecuencia de un filtro pasa bajas de primer orden.
Fuente: (ELECTRONICS HUB, 2015)

La finalidad de un filtro pasa bajas es exactamente lo opuesto de un filtro anterior. En estos sistemas, el conjunto de frecuencias menores a la frecuencia de corte se conserva y se eliminan las frecuencias superiores. La configuración más simple del sistema es un circuito RC paralelo, como muestra la Figura 21. La señal de salida del filtro se mide en el capacitor. La respuesta de este sistema (Figura 22), en el diagrama de bode se caracteriza por una recta horizontal en el valor de ganancia unitaria o 0dB, con un rango de frecuencia desde 0 hasta la frecuencia de corte y una recta con pendiente negativa a partir de esta frecuencia, produciendo en la señal de salida, la

conservación de las componentes de frecuencia anteriores a la frecuencia de corte y la atenuación de las frecuencias superiores.

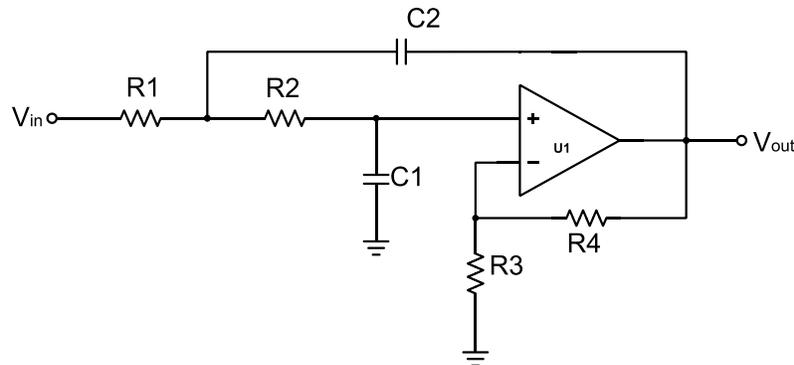


Figura 23 Diagrama de un filtro pasa bajas de segundo orden.
Fuente: (Jamal, 2012)

Al igual que un filtro pasa altas es posible requerir de un filtro de segundo orden, cuyo diseño e implementación utiliza dos filtros de primer orden en cascada y un amplificador operacional como muestra la Figura 23. Las condiciones de funcionamiento de este sistema son las mismas que en el filtro pasa altas y su frecuencia de corte y ganancia responde a las ecuaciones (3) y (4).

2.2.2.1.3 Filtro pasa banda

Como ya se mencionó en la sección anterior, la señal EMG acondicionada presenta varias alteraciones cuyas componentes en frecuencia: superiores a los 500 Hz e inferiores a 20 Hz, provienen de diferentes fuentes de ruido como: procesos armónicos de la de red eléctrica, así como componentes de las señales ECG; por lo tanto, se conserva un rango (banda) de frecuencia específico de la señal EMG [20-500] Hz y las demás componentes pueden ser eliminadas o minimizadas en lo posible, utilizando un filtro pasa banda.

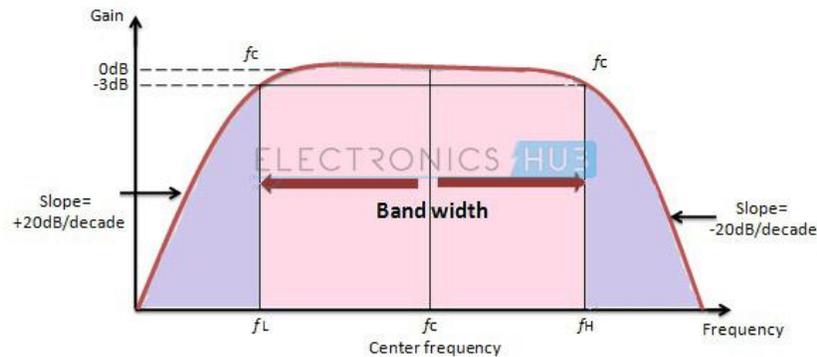


Figura 24 Respuesta en frecuencia del filtro pasa banda.
Fuente: (ELECTRONICS HUB, 2015).

Como se puede observar en Figura 24 la respuesta de un filtro pasa banda corresponde a la combinación de un filtro pasa altas en cascada con un filtro pasa bajas, por lo tanto el diseño e implementación dependen de las mismas ecuaciones y condiciones de dichos filtros. La banda de paso de este sistema corresponde al rango de frecuencia de una señal EMG de 20 a 500 Hz determinando de esta forma las frecuencias de corte respectivas para cada filtro.

2.2.2.2. Procesamiento digital de señales EMG

A partir del acondicionamiento y filtrado, las señales EMG pueden ser procesadas digitalmente con el objetivo de mejorar la calidad de la señal en la medida de lo posible para su posterior almacenamiento, análisis y aplicación. Es decir, todo el procesamiento descrito en el apartado anterior puede ser diseñado e implementado digitalmente. La precisión del procesamiento digital se limita a las características de los elementos seleccionados; sin embargo, a pesar de estas limitantes es posible obtener una respuesta muy cercana a los sistemas analógicos con la ventaja de reducción de elementos físicos independiente del orden del filtro a diseñar.

Este proceso se divide en diferentes etapas: el muestreo, etapa en la cual se registran los valores de la señal analógica en un periodo de tiempo determinado; la digitalización, donde se cuantifican

las muestras tomadas y se representan por secuencias numéricas; y posteriormente el filtrado de la señal digital.

2.2.2.3. Muestreo

El muestreo de una señal analógica o de tiempo continuo, se realiza dentro de un sistema que registra valores específicos la amplitud en voltaje de la señal en un periodo de tiempo determinado, es decir, en cada intervalo de tiempo regular llamado tiempo de muestreo, se registra el valor de amplitud que en ese instante presenta la señal analógica.

$$x_d(t) = x_c(t) \sum_{-\infty}^{\infty} \delta(t - nT) \quad (5)$$

El sistema de muestreo puede ser representado matemáticamente por un tren de impulsos multiplicado a la señal de entrada (ecuación 5), en la Figura 25 se puede observar una señal de tiempo continuo y el resultado del muestreo utilizando tren de impulsos en dos valores de tiempos de muestreo diferentes. (Oppenheim & Schaffer, 1999).

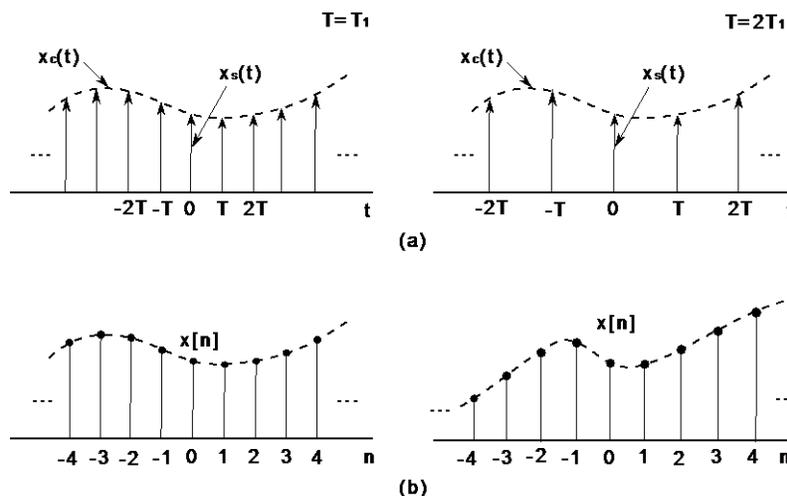


Figura 25 a) Muestreo con un tiempo diferente a una señal en tiempo continuo $x_c(t)$.
Fuente: (Oppenheim & Schaffer, 1999)

El tiempo de muestreo corresponde a la frecuencia con la cual se realizan los registros de señal analógica, denominada frecuencia de muestreo. En la Figura 26, se puede observar la

representación del proceso de muestreo aplicado a una señal EMG, donde el tiempo de muestreo seleccionado es 0.5 ms, que corresponde a una frecuencia de muestreo de 2kHz.

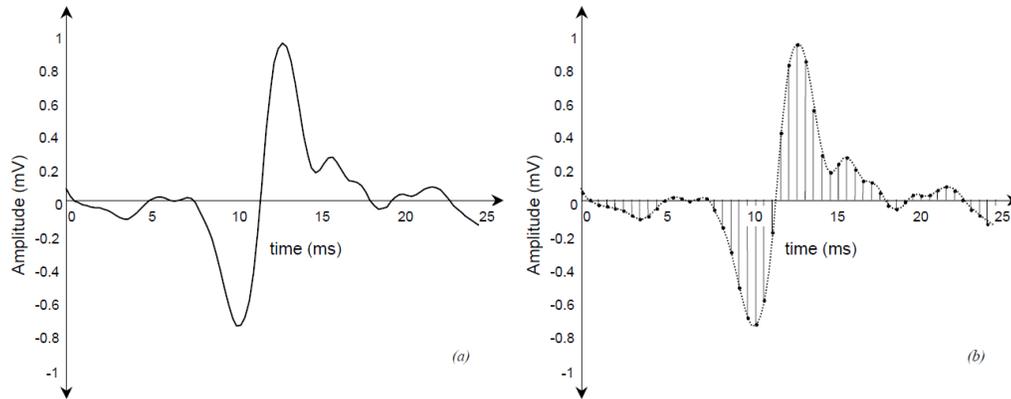


Figura 26 a) Señal EMG detectada en los electrodos, b) Secuencia digital como resultado el muestreo realizado con una frecuencia de 2KHz.

Fuente: (De Luca G. , 2003)

Más detalladamente, la Figura 27, muestra el espectro de frecuencia del sistema de muestreo, donde se puede observar que una señal muestreada a una frecuencia menor a su frecuencia fundamental, el espectro de la operación se sobrepone entre sí, lo que impide la reconstrucción de la señal original aplicando un filtro pasa bajas. Debido a esta condición de funcionamiento del sistema es posible determinar el valor mínimo de frecuencia de muestreo con el objetivo de reproducir correctamente la información de la señal original. (Oppenheim & Schaffer, 1999).

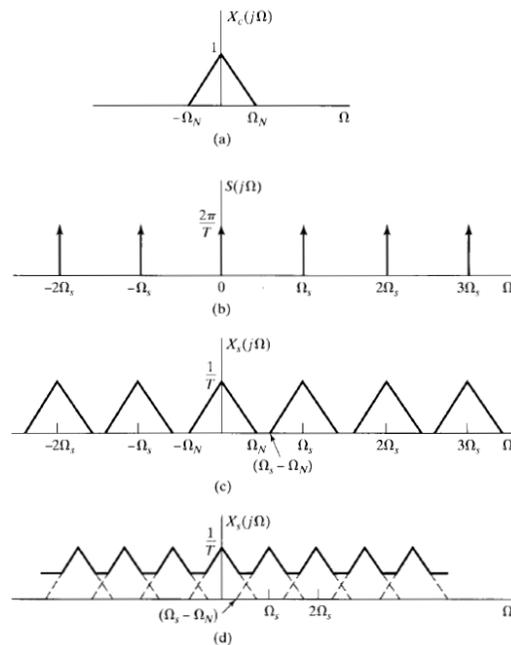


Figura 27 Efecto del muestreo en el dominio de la frecuencia.
Fuente (Oppenheim & Schaffer, 1999).

Como se observa en las Figura 28 y Figura 29, una señal periódica sinusoidal solo puede reproducirse correctamente si la frecuencia de muestreo es al menos dos veces mayor que la frecuencia fundamental, esta condición se conoce como el teorema de Nyquist. El incumplimiento de este teorema conduce a una reconstrucción incorrecta de la señal original. (De Luca G. , 2003).

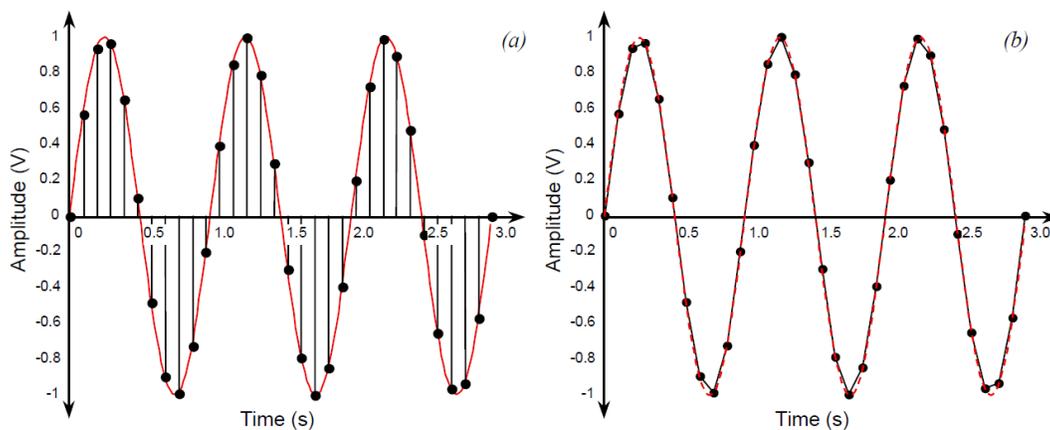


Figura 28 Muestreo de una señal sinusoidal de 1v de amplitud y 1Hz de frecuencia; a 10 Hz. b) Reproducción de la señal muestreada a 10Hz.

Fuente: (De Luca G. , 2003).

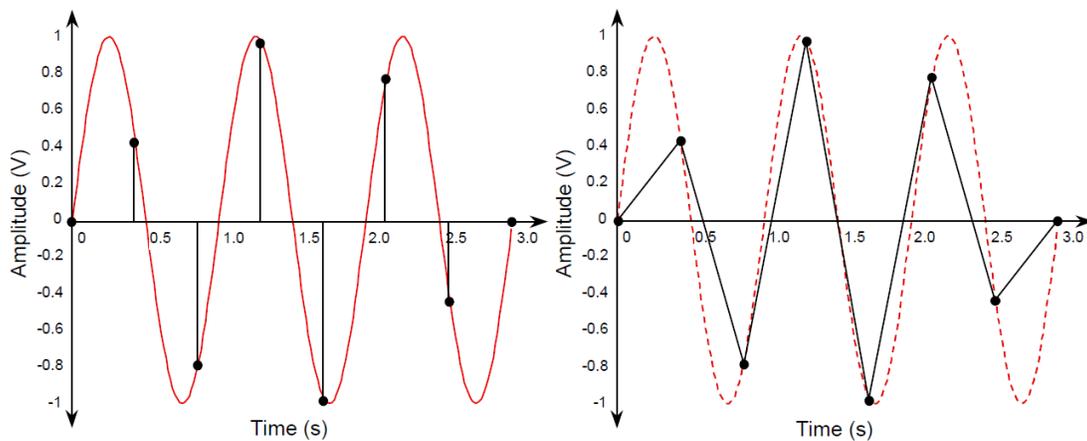


Figura 29 Muestreo de una señal sinusoidal de 1v de amplitud y 1Hz de frecuencia; aproximadamente a 2 Hz. b) Reproducción de la señal muestreada a $< 2\text{Hz}$.
Fuente: (De Luca C. J., 2002).

2.2.2.4. Digitalización

Una vez que la señal analógica se ha muestreado, el siguiente paso es la digitalización de la señal muestreada, este proceso es realizado por un sistema denominado convertidor analógico-digital el cual contiene al sistema de muestreo, en conjunto con un sistema de cuantificación. El sistema de cuantificación transforma la señal de entrada (señal muestreada) en un conjunto finito de valores numéricos pre-establecidos (Figura 30).

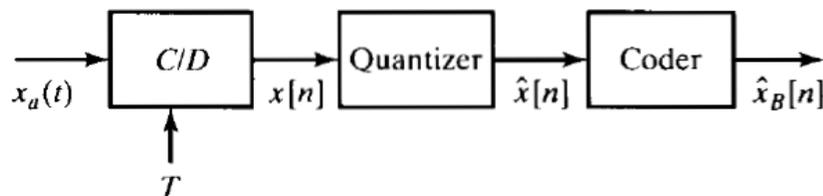


Figura 30 Representación conceptual de los sistemas de muestreo y cuantificación aplicados a una señal analógica $x_a(t)$.
Fuente: (Oppenheim & Schafer, 1999).

El termino cuantificación hace referencia a la característica de los datos muestreados, los cuales solo pueden ser representados por un numero finito de dígitos (secuencias numéricas). (Oppenheim

& Schafer, 1999). En el caso de los computadores, estos dígitos se denominan bits. Todos los convertidores analógico-digital, tienen un número determinado de bits disponibles para la cuantificación de la señal de voltaje muestreada. La mayoría de dispositivos tienen una resolución de 8, 12 o 16 bits, además de otras configuraciones disponibles. En la Figura 31, se muestra el rango cuantificado de un convertidor de 4 bits de resolución; en esta se puede observar que 4 bits describen 16 valores únicos en los que se divide el rango del convertidor. (De Luca G. , 2003).

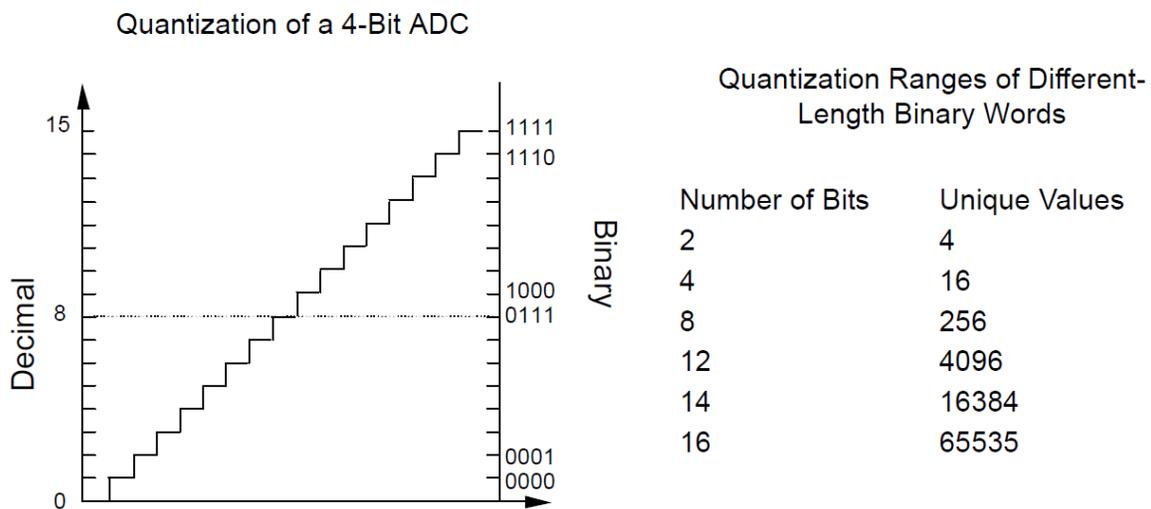


Figura 31 Rango cuantificado de un convertidor de 4 bits de resolución.
Fuente: (De Luca G., 2003).

2.2.2.5. Filtrado

Debido al gran desarrollo existente en el diseño de sistemas analógicos, es posible utilizar los resultados, en el desarrollo de sistemas digitales de filtrado conocido como filtros de respuesta infinita al impulso (IIR). Los sistemas analógicos descritos matemáticamente en el dominio de la frecuencia compleja $s = \sigma + j\omega$, mediante su función de transferencia (ecuaciones (6) y (7)), pueden transformarse en sistemas digitales aplicando un cambio de variable adecuado.

$$H_a(s) = \frac{B(s)}{A(s)} = \frac{\sum_{k=0}^M \beta_k s^k}{\sum_{k=0}^N \alpha_k s^k} \quad (6)$$

$$\sum_{k=0}^N \alpha_k \frac{d^k y(t)}{dt^k} = \sum_{k=0}^M \beta_k \frac{d^k x(t)}{dt^k} \quad (7)$$

Las transformaciones existentes pueden utilizarse a filtros analógicos de configuración: Buttherworth, Chevyshev, elíptica y Bessel. En las ecuaciones (6) y (7), β_k y α_k representan los coeficientes del filtro. Tomando en cuenta que los polos del filtro analógico se ubican en el semiplano izquierdo del eje $\sigma = 0$, entonces el cambio de variable obedece a la ecuación:

$$s = j\omega \quad (8)$$

A continuación, se describen las transformaciones posibles para el diseño de filtros IIR; tomando en cuenta que el diseño de filtros usualmente está enfocado a la respuesta de magnitud en frecuencia dependiendo de la configuración del filtro utilizada.

2.2.2.6. Aproximación de derivadas.

Este método consiste en aproximar la ecuación diferencial de un filtro analógico (6) a un sistema digital mediante a ecuación en diferencias equivalente, además de ser utilizado para resolver numéricamente ecuaciones diferenciales de coeficientes constantes. Para determinar la relación entre los sistemas se expresa la derivada $dy(t)/dt$ en el instante $t = nT$ como:

$$\left. \frac{dy(t)}{dt} \right|_{t=nT} \approx \frac{y(nT) - y(nT - T)}{T} = \frac{y(n) - y(n-1)}{T} \quad (9)$$

Donde T representa el tiempo de muestro e $y(n) = y(nT)$. En el dominio de la frecuencia “s” la derivada se representa por un sistema cuya función de transferencia es $H(s) = s$. Mientras que en un sistema digital la diferencia $[y(n) - y(n-1)]/T$, genera la salida,

$$H(z) = \frac{1-z^{-1}}{T} \quad (10)$$

De esta manera se determina la relación de transformación:

$$s = \frac{1-z^{-1}}{T} \quad (11)$$

Como producto de esta transformación se establece la función de transferencia de filtros IIR como la sustitución:

$$H(z) = H(s) \Big|_{s=\frac{1-z^{-1}}{T}} \quad (12)$$

Reorganizando la ecuación se determina la relación inversa:

$$z = \frac{1}{1-sT} \quad (13)$$

2.2.2.7. Aproximación mediante transformación bilineal

Esta aproximación utiliza una transformación algebraica entre las variables de frecuencia s y z para aproximar todo el eje $j\omega$ del plano complejo “ s ” al círculo unitario en el plano z . Debido a la reducción del dominio de ω de $[-\infty, \infty]$ a $[-\pi, \pi]$ produciendo la no linealidad en la relación de variables s y z el uso de la aproximación bilineal se restringe a situaciones donde la deformación del eje de frecuencia es aceptable. La relación de transformación para esta aproximación responde a las ecuaciones:

$$s = \frac{2}{T} \left(\frac{1-z^{-1}}{1+z^{-1}} \right) \quad (14)$$

$$H(z) = H(s) \Big|_{s=\frac{2}{T} \left(\frac{1-z^{-1}}{1+z^{-1}} \right)} \quad (15)$$

Al igual que la aproximación anterior la relación inversa entre las variables de frecuencia s y z en la ecuación:

$$z = \left(\frac{Ts+2}{Ts-2} \right) \quad (16)$$

2.2.3. Rectificación

La siguiente etapa en el acondicionamiento de señales EMG es la rectificación, en la cual ingresa la señal amplificada en un rango apropiado para los elementos utilizados en esta etapa, se

elimina la mitad de la forma de onda de la señal utilizando semiconductores. Esta operación en la señal da origen a dos posibles estrategias de rectificación: en la primera, se modifica la señal eliminando la mitad de sus valores, es decir una rectificación de media onda, en la siguiente estrategia, la señal se modifica para que todos los valores negativos se transformen en positivos o todos los positivos se transformen en negativos, es decir una rectificación de onda completa.

Es importante mencionar que ambas estrategias de rectificación pueden ser implementadas utilizando elementos semiconductores (diodos) o utilizando elementos activos (amplificadores operacionales) y semiconductores.

2.2.3.1. Rectificación de media onda

La rectificación de media onda es un sistema básico de tratamiento de señales AC, en este sistema se transforma la señal entrante de tal manera que la mitad de sus valores se eliminan, en específico si se trata de una rectificación de media onda negativa, la señal de salida mostrará solo sus valores negativos y viceversa; además de cierto nivel de voltaje DC, que se refiere al voltaje de activación del diodo utilizado para la rectificación. En la Figura 32 se puede observar la respuesta de un sistema de rectificación de media onda no ideal, utilizando solo semiconductores.

En un rectificador de media onda positiva, el análisis del sistema se reduce a los dos estados de polarización del diodo; si el voltaje de la señal de entrada supera el voltaje umbral del diodo, éste se polariza directamente, permitiendo el flujo de corriente desde la fuente hacia la carga, lo que genera un voltaje en la carga con un valor igual a la diferencia entre el voltaje de la fuente y el voltaje umbral del diodo; y cuando el voltaje de entrada es menor al voltaje umbral, el diodo se encuentra en polarización inversa e impide el paso de corriente, lo que equivale a un circuito abierto en esos terminales y la ausencia de voltaje en la carga. (Boylestad & Nashelsky, 2009) .

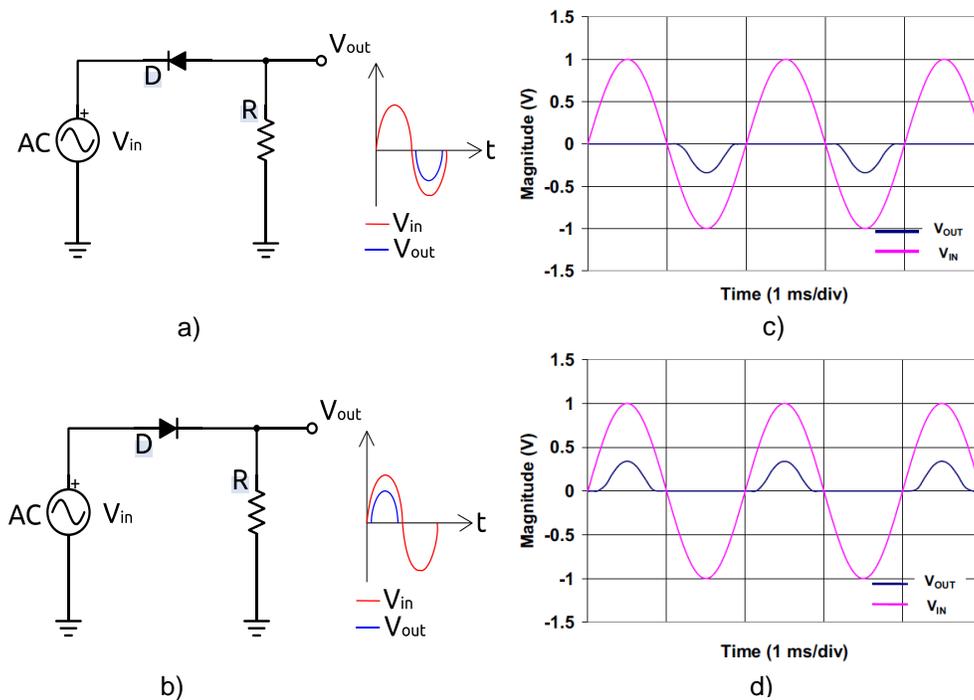


Figura 32 a) Rectificador de media onda negativa, b) Rectificador de media onda positiva, c) Respuesta del sistema a), Respuesta del sistema b).

Fuente: (Ducu, 2011).

Al igual que el sistema anterior el rectificador activo de media onda el análisis y respuesta del sistema dependen de la polarización del diodo, obteniendo un comportamiento similar; esta configuración se caracteriza por su bajo valor de voltaje umbral o de activación y linealidad, debido a que puede rectificar señales de amplitud menor al voltaje umbral del diodo, convirtiéndolo en una mejor opción en relación a los rectificadores simples. A continuación, en la Figura 33 a y b respectivamente, se presenta la configuración del sistema y su respuesta ante una señal AC de baja frecuencia en la entrada.

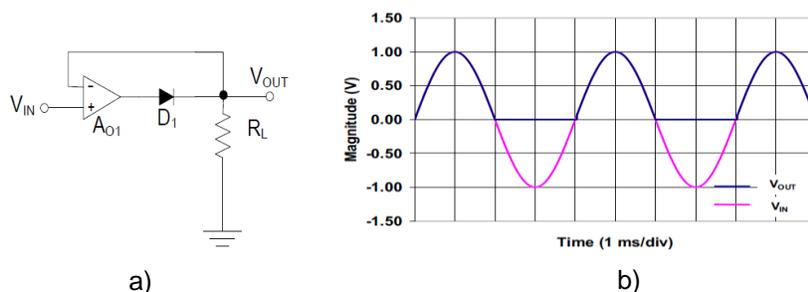


Figura 33 a) Rectificador activo de media onda,
b) Respuesta del sistema.
Fuente: (Ducu, 2011).

2.2.3.2. Rectificación de onda completa

A diferencia del sistema anterior, el rectificador de onda completa, permite obtener una señal de salida con el doble del nivel promedio de voltaje DC, es decir el rectificador modifica la señal de entrada transformando la parte negativa de su amplitud en positiva. El sistema más conocido para esta aplicación se muestra en la Figura 34 a, que consta de 4 diodos configurados en puente. En este sistema se pueden identificar dos comportamientos que dependen del estado de polarización de los diodos. (Boylestad & Nashelsky, 2009).

Durante un periodo positivo de la señal de entrada, dos de los diodos del puente se polarizan directamente y los diodos restantes, inversamente; cuando la señal de entrada supera el voltaje umbral de diodos en polarización directa, éstos conducen la corriente desde la fuente hacia la carga representada por R y un voltaje V_{out} ; y los diodos restantes se comportan como un circuito abierto. Durante un periodo negativo de la señal de entrada los diodos se polarizan opuestamente al periodo anterior, permitiendo el flujo de corriente hacia la carga y generando un voltaje de la misma polarización que el anterior periodo, como se puede observar en la Figura 34 b.

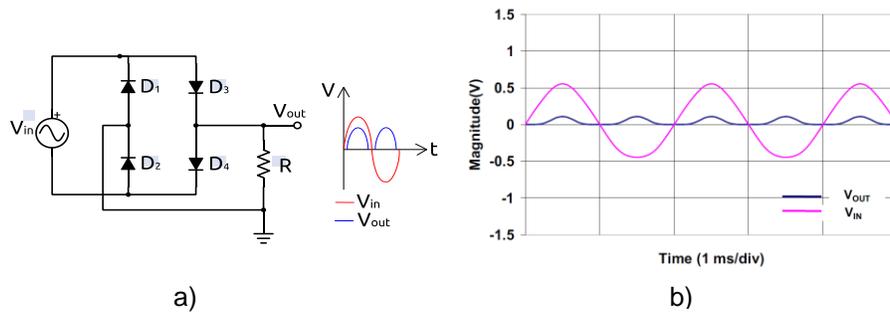


Figura 34 a) Rectificador de onda completa, b) Respuesta del sistema.
Fuente: (Ducu, 2011)

Además del puente rectificador de onda completa, es posible rectificar una señal AC mediante un sistema implementado con elementos activos (amplificadores operacionales), como muestra la Figura 35 a. En esta configuración se dispone de dos etapas en el sistema; en la entrada, un rectificador activo de media onda con ganancia $G=-2$, y a la salida un sumador inversor con ganancia unitaria, que combina la señal rectificada con la señal de entrada en una señal rectificada de onda completa, al contener un rectificador de media onda activo, este sistema adquiere todas sus características de la respuesta del sistema: rectificación de señales menores al voltaje de umbral del diodo además del incremento de linealidad, tal como se puede observar en la Figura 35 b.

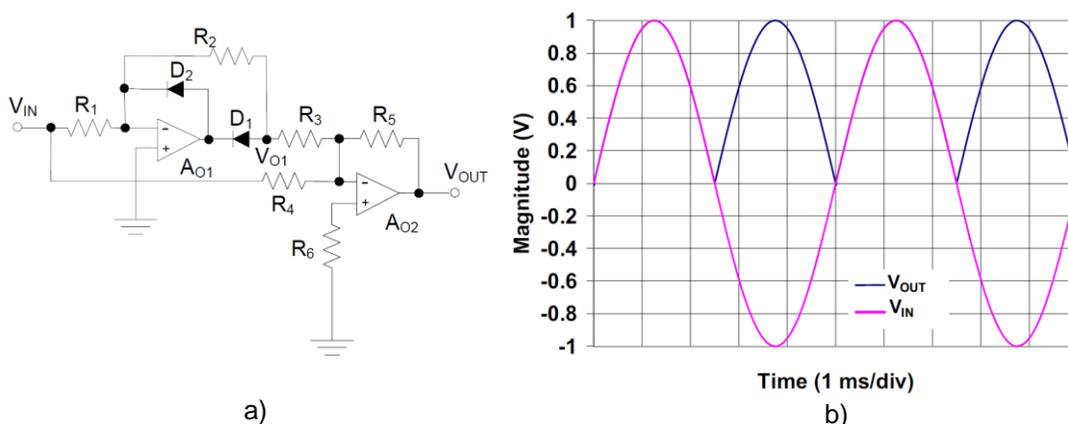


Figura 35 a) Rectificador activo de onda completa, b) Respuesta del sistema.
Fuente: (Ducu, 2011).

2.3. Análisis de movimiento humano

El análisis del movimiento humano corresponde al estudio sistemático de los movimientos realizados (estudio kinesiológico), utilizando instrumentación para medir los movimientos del cuerpo, la mecánica corporal y la actividad muscular. El objetivo de este análisis es registrar de forma cuantitativa la información sobre la mecánica del sistema músculo esquelético durante el movimiento.

Las fuerzas que actúan sobre los seres vivos pueden crear movimiento, ser un estímulo saludable para el crecimiento y el desarrollo, o sobrecargar los tejidos, causando lesiones. El análisis del movimiento humano proporciona herramientas conceptuales y matemáticas que son necesarias para comprender cómo se mueven los seres vivos (Knudson, 2007).

Para realizar el análisis del movimiento, el estudio está enfocado en las fuerzas aplicadas en el movimiento y dividido en dos especialidades: cinemática, que estudia descriptivamente el movimiento tanto espacial como temporalmente, sin tomar en cuenta las fuerzas generadoras del movimiento y la energía consumida; la cinética dinámica, que a diferencia de la anterior estudia las fuerzas que producen el movimiento del cuerpo humano, sean internas o externas. (Repetto, 2005).

Los resultados del estudio kinesiológico pueden analizarse cualitativa o cuantitativamente. El análisis cuantitativo involucra la medida de variables mecánicas. Debido a la gran cantidad de cálculos numéricos realizados durante las mediciones, usualmente necesita de un computador, incluso durante pequeños movimientos donde se registran miles de muestras de datos recolectados que son procesados numéricamente. Por el contrario, el análisis cualitativo se define como la observación y juicio introspectivo de la calidad de movimiento. Ambos análisis se enfocan en identificar los factores que afectan al desempeño del movimiento humano.

La mayoría de análisis realizados en investigaciones son cuantitativos, debido a la exactitud, consistencia y precisión de las mediciones numéricas realizadas. No obstante, cada vez hay más dispositivos comerciales que miden variables biomecánicas, por ejemplo: sistemas de radar, luces de sincronización o sistemas cualitativos de videografía. Según la geometría del movimiento realizado el estudio de cinemática puede clasificarse en: cinemática lineal o angular, aunque en la naturaleza se combinan estos movimientos (Knudson, 2007).

2.3.1. Cinemática del cuerpo humano

2.3.1.1. Cinemática Lineal

Durante el estudio de un movimiento lineal los puntos de interés se desplazan paralelamente con la misma velocidad y distancia. Estos movimientos pueden ser analizados realizando mediciones de distancia velocidad y aceleración, que se describen a continuación (Repetto, 2005).

- Distancia, es la representación escalar de la magnitud del cambio de posición dentro de un sistema de referencia, es decir mide la cantidad de trayecto realizado en un sistema de coordenadas.
- Velocidad, es una magnitud vectorial que representa la razón de cambio entre el desplazamiento realizado y el tiempo utilizado para realizar el desplazamiento. Un movimiento puede mantener su velocidad constante o mostrar incremento o disminución de velocidad.
- Aceleración, el incremento o disminución de velocidad corresponde a la aceleración que produce una fuerza aplicada a un cuerpo. La aceleración de un cuerpo dependerá de la masa y de la magnitud de fuerza que se aplique. (Ramón, Cinemática lineal y rotatoria, 2000).

2.3.1.2. Cinemática Angular.

Estudia el movimiento de cuerpos que describen una trayectoria circular sin tomar en cuenta las causas que lo producen. En este tipo de movimiento los puntos que se analizan describen una trayectoria circular con respecto a un eje de rotación, desplazándose el mismo valor de ángulo durante la misma cantidad de tiempo. En la cinemática angular cada variable de movimiento lineal tiene su correspondiente variable angular como: desplazamiento, velocidad y aceleración angular.

Debido a que el movimiento del cuerpo humano puede describirse mediante la composición de movimientos articulares que pueden describirse utilizando hasta tres rotaciones por cada articulación. Al analizar los movimientos articulares del cuerpo humano, es necesario describir la posición del cuerpo, en relación a una posición anatómica.

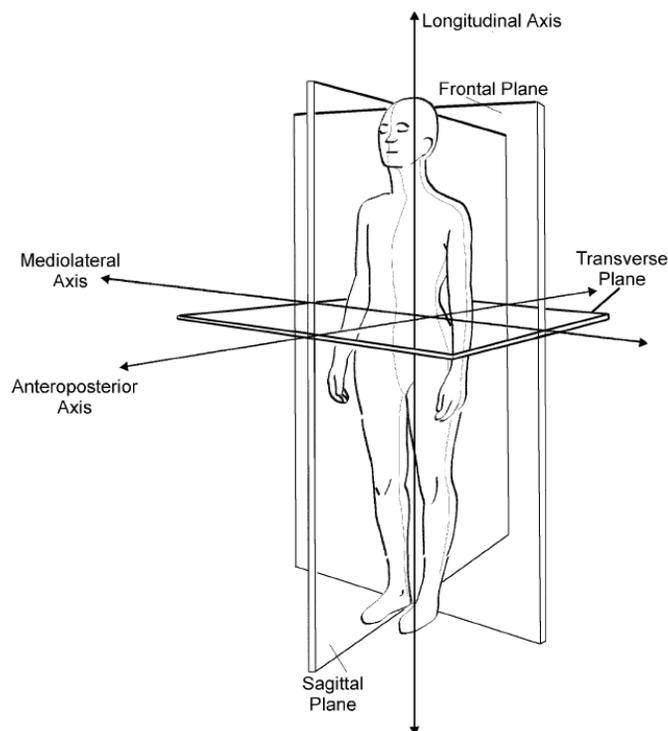


Figura 36 Planos anatómicos de movimiento y los correspondientes ejes de rotación.

Fuente: (Knudson, 2007)

En la Figura 36 se observa un esquema de las tres dimensiones espaciales del cuerpo humano correspondientes a tres planos anatómicos de movimiento: frontal, sagital y transversal. El término plano de movimiento, se refiere a una dirección particular de movimiento o dimensión de movimiento a diferencia de un eje anatómico de movimiento que corresponde a una línea imaginaria sobre la cual rota un cuerpo. Los ejes anatómicos están asociados a cada plano de movimiento y se denominan: anteroposterior, medio lateral y longitudinal.

2.3.1.3. Movimiento Articular.

En el estudio del movimiento articular, las rotaciones de los huesos en las articulaciones se describen como:

- Flexión, que se refiere a la disminución del ángulo de articulación en plano sagital, y la extensión que es el incremento del ángulo de la articulación; en los extremos del rango de movimiento estos movimientos se denominan hiperextensión e hiperflexión, tal como muestra la Figura 37 a.

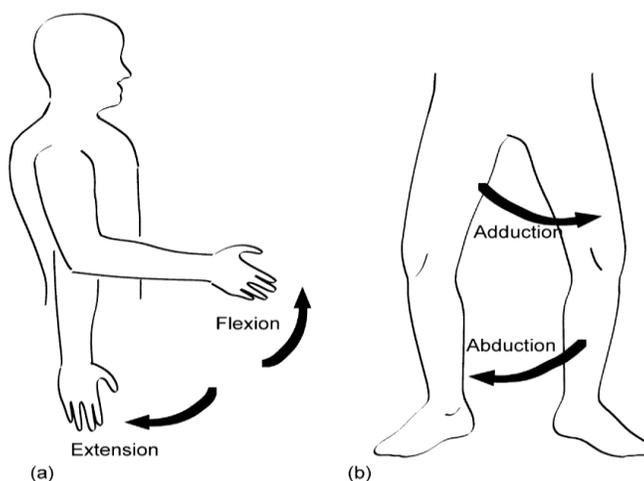


Figura 37 a) Flexión y extensión en el plano sagital y sobre el eje medio lateral. b) aducción y abducción de la cadera en el plano frontal y sobre el eje anteroposterior.

Fuente: (Knudson, 2007)

En la Figura 37 b se observan las rotaciones sobre el eje anteroposterior denominadas: abducción, que se refiere al movimiento de un segmento del cuerpo o extremidad que se aleja del eje longitudinal o de la línea media del plano frontal; contrario a la aducción, donde la extremidad rota hacia la línea media del plano frontal.

- En el plano transversal, los movimientos de las articulaciones se denominan rotación hacia dentro cuando la extremidad rota hacia la línea media del plano y rotación hacia afuera cuando la rotación es hacia afuera, en la Figura 38, se puede observar ambos movimientos realizados por el hombro.

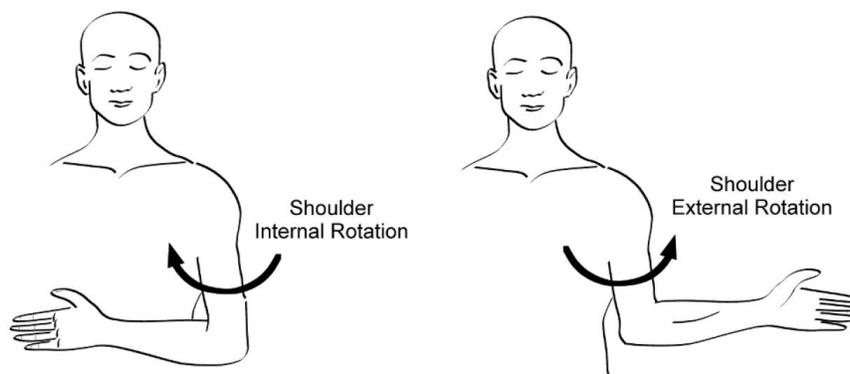


Figura 38 Rotación del hombro hacia dentro y hacia afuera, en el plano transversal y sobre el eje longitudinal.

Fuente: (Knudson, 2007)

- Existen otras denominaciones especiales para el movimiento articular, como: pronación y supinación, que corresponde a la rotación interna del antebrazo en la articulación radio cubital, tal como muestra la Figura 39.

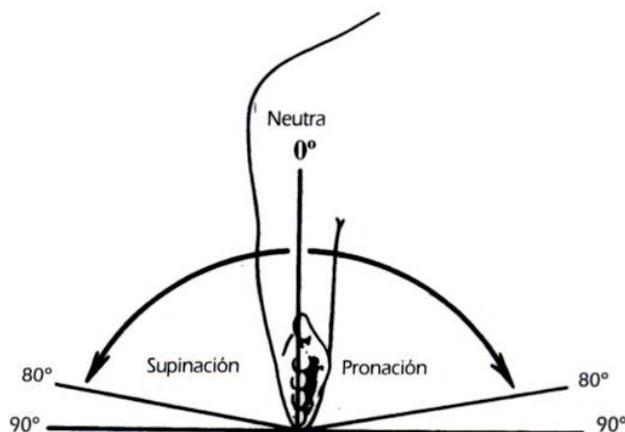


Figura 39 Pronación y supinación del antebrazo en la articulación radio cubital.

Fuente: (Gowitzke & Milner, 1999)

2.3.1.4. Medición angular del movimiento del cuerpo humano

Como se mencionó anteriormente el movimiento del cuerpo humano se compone de varios movimientos articulares, y el estudio de estos movimientos analiza variables como: posición, desplazamiento velocidad y aceleración angular.

2.3.1.4.1. Posición y desplazamiento angular

En el desarrollo de estos conceptos, se define el término ángulo, como la región de un plano comprendida entre dos rectas y su intersección denominada vértice. En la Figura 40, se muestra el ángulo comprendido entre las líneas del antebrazo en dos instantes de tiempo y el codo como vértice. (Izquierdo & Izquierdo, 2008).

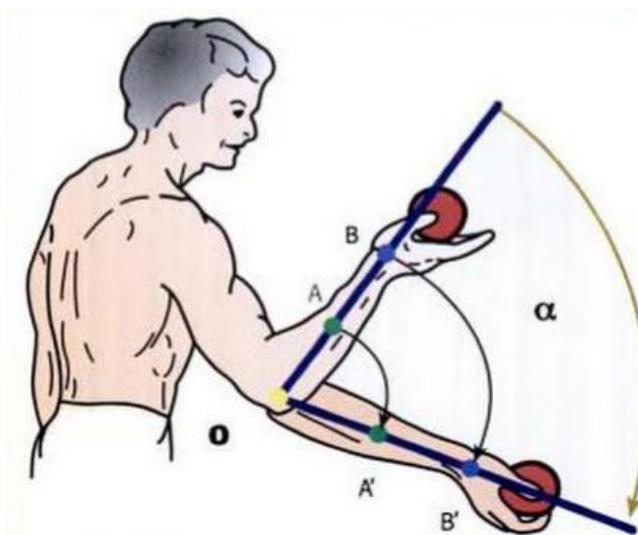


Figura 40 Representación gráfica del movimiento angular producido por la extensión del codo.
Fuente: (Izquierdo & Izquierdo, 2008)

A partir del concepto de ángulo, la posición angular puede definirse como la orientación de una línea con respecto a otra sobre un plano. Las líneas que determinan el ángulo a medir corresponden a los ejes longitudinales de las extremidades, los cuales se intersecan en las articulaciones. Dependiendo de la condición del segmento de referencia sobre la cual se desarrolla el movimiento, se determinan dos tipos de ángulo: ángulo absoluto, es el ángulo medido entre un segmento del cuerpo (extremidad) y un sistema de referencia inercial en el entorno, es decir el segmento de referencia se encuentra inmóvil. Por el contrario, el ángulo relativo determina la posición angular entre la extremidad y una referencia móvil, es decir la medición del ángulo se realiza entre dos segmentos móviles. La Figura 41 muestra la medición del ángulo absoluto entre el balón y el suelo, y los ángulos absolutos de la articulación del hombro y del codo respecto de la espalda, en un instante de tiempo determinado.

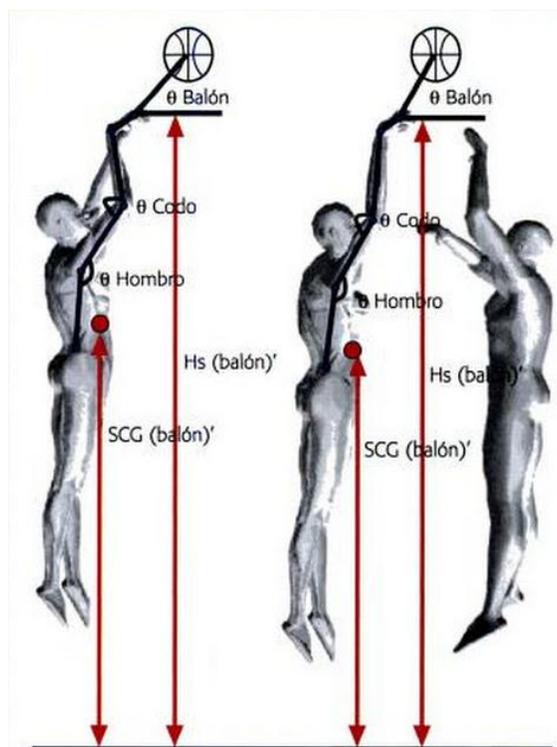


Figura 41 Ángulos absolutos y relativos definidos durante el lanzamiento de un balón de básquetbol.
Fuente: (Izquierdo & Izquierdo, 2008)

2.3.2. Sistemas de análisis cinemático del cuerpo humano

Dentro del análisis cinemático del cuerpo humano, se requiere la recolección de datos experimentales, que permitan determinar el valor instantáneo de las variables involucradas en el movimiento. Para describir cada segmento del cuerpo analizado, se necesita de 15 variables temporales: Posición del centro de masa (x, y, z), velocidad lineal del centro de masa ($\dot{x}, \dot{y}, \dot{z}$), aceleración lineal ($\ddot{x}, \ddot{y}, \ddot{z}$), posición angular del segmento en dos planos (θ_{xy}, θ_{yz}), velocidad angular del segmento en dos planos (ω_{xy}, ω_{yz}), aceleración angular del segmento en dos planos (α_{xy}, α_{yz}). (WINTER, 2009).

La recolección de datos experimentales se realiza mediante sistemas de captura de movimiento, que se componen de un arreglo de sensores y elementos de procesamiento; este conjunto de

elementos puede clasificarse según la tecnología utilizada en: sistemas electromecánicos, electromagnéticos, ópticos e inerciales; donde es importante recalcar los sistemas inerciales, indicados a continuación. (Bravo M., Rengifo R., & Agredo R., 2016).

2.3.2.1. Sistemas inerciales

Este tipo de sistemas se componen de sensores pequeños, de bajo consumo que utilizan tecnologías de medición como: acelerómetros, giroscopios y magnetómetros, y que ubican en cada segmento del cuerpo humano. A partir de la información proporcionada por cada uno se puede determinar de forma precisa la posición y orientación de los segmentos de cuerpo humano dentro un sistema de referencia. Además de la precisión de estos sistemas, el tamaño construcción de estos sensores y la ubicación sobre los segmentos del cuerpo permite obtener un amplio rango de movimiento, resultando en una característica atractiva para el análisis del movimiento en campo. (Cuesta Vargas, Galán Mercant, & Williams, 2010).

2.3.3. Músculos relacionados con el movimiento articular

A continuación, se describe la relación entre los diferentes movimientos articulares y los músculos que generan estos movimientos, la descripción se realiza en función de las siguientes articulaciones.

2.3.3.1. Articulación del cuello

Flexión: comprende el movimiento del cuello en un rango de 0° a 90° hacia adelante (Figura 42). Este movimiento se realiza por los músculos: recto anterior, recto lateral y recto largo de la cabeza.

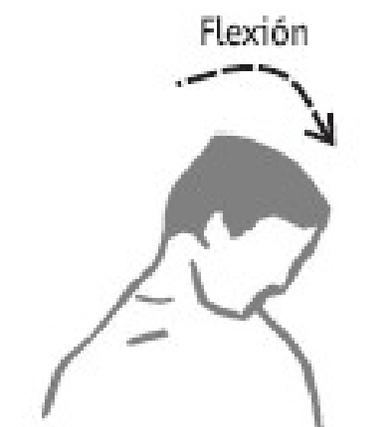


Figura 42 Flexión del cuello.
Fuente: (Nevada, 2008).

Extensión: comprende el movimiento del cuello en un rango de 0° a 90° hacia atrás (Figura 43). Este movimiento se realiza por los músculos: trapecios y ambos esternocleidomastoideos.

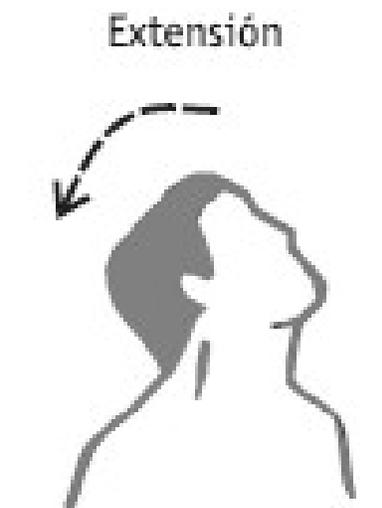


Figura 43 Extensión del cuello.
Fuente: (Nevada, 2008).

Rotación: comprende el movimiento del cuello en un rango de 0° a 90° hacia la izquierda y hacia la derecha. Este movimiento se realiza por los músculos: oblicuo externo e interno de la cabeza, el esplenio y esternocleidomastoideo (Figura 44).

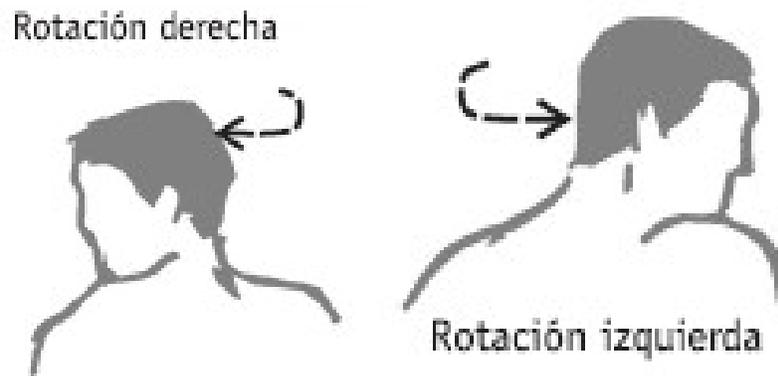
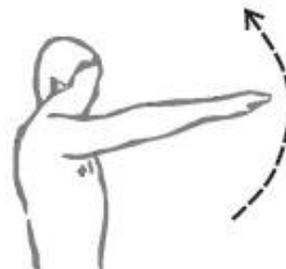


Figura 44 Rotación externa del cuello.

Fuente: (Nevada, 2008).

2.3.3.2. Articulación del hombro

Flexión: comprende la rotación del hombro en un rango de 0° a 180° hacia adelante. Este movimiento se realiza por los músculos: deltoides acromial medio y coracobraquial (Figura 45).



Flexión

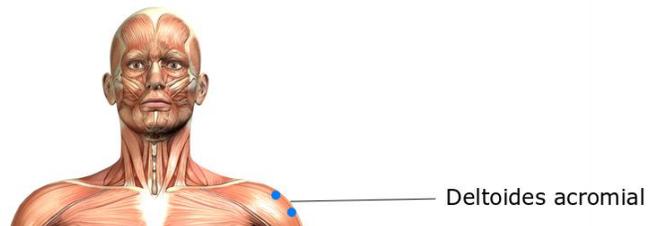


Figura 45 Flexión del hombro y el músculo deltoides acromial.

Fuente: (Basantes, 2018).

Extensión: comprende el movimiento del hombro en un rango de 0° a 50° hacia atrás. Este movimiento se realiza por los músculos: dorsal ancho, deltoides posterior y redondo mayor (Figura 46).



Figura 46 Extensión del cuello.

Fuente: (Basantes, 2018).

2.3.3.3. Articulación del codo

Flexión: comprende la rotación del codo en un rango de 0° a 170° . Este movimiento se realiza por los músculos: bíceps braquial y braquioradial (Figura 47).

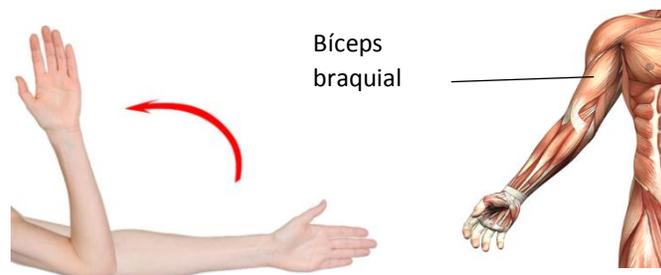


Figura 47 Flexión del codo y bíceps braquial.

Fuente: (López & Ortigosa, 2014)

Extensión: comprende el movimiento del hombro en un rango de 0° a 90° hacia atrás. Este movimiento se realiza por los músculos: tríceps braquial (Figura 47).

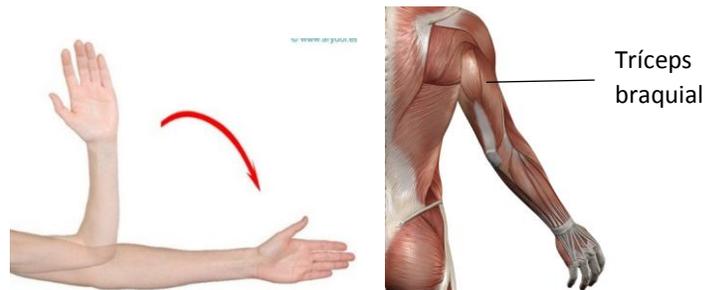


Figura 48 Extensión del codo y tríceps braquial.
Fuente: (López & Ortigosa, 2014)

2.3.3.4. Articulación de la cadera

Flexión: comprende la rotación de la cadera en un rango de 0° a 140° hacia adelante. Este movimiento se realiza por los músculos: psoas mayor e iliaco (Figura 49).

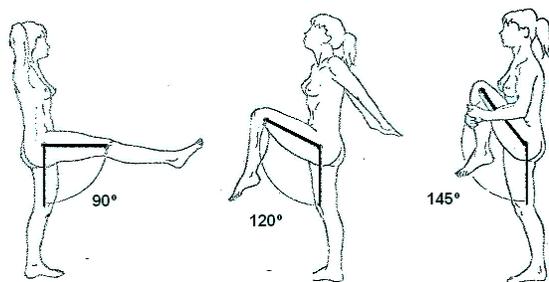


Figura 49 Flexión de la cadera.
Modificado de: (Mahiques, 2010)

Extensión: comprende el movimiento de la cadera en un rango de 0° a 30° hacia atrás. Este movimiento se realiza por los músculos: dorsal ancho, deltoides posterior y redondo mayor (Figura 50).

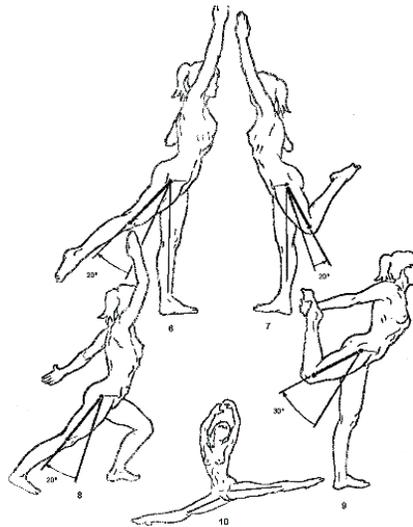


Figura 50 Extensión de la cadera.
Modificado de: (Mahiques, 2010)

2.3.3.5. Articulación de la rodilla

Flexión: comprende la rotación de la rodilla en un rango de 0° a 160° hacia el muslo. Este movimiento se realiza por los músculos: bíceps femoral, semitendinoso y semimembranoso (Figura 51).

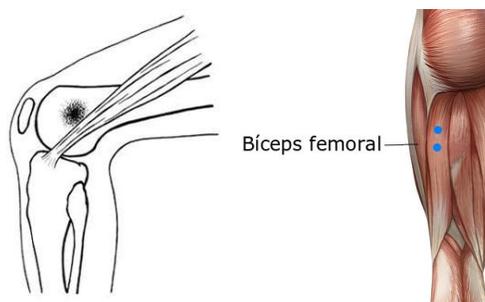


Figura 51 Flexión de la rodilla.
Fuente: (González Castaño, 2014)

Extensión: comprende la rotación de la rodilla de tal manera que retorne a su posición extendida después de la flexión. Este movimiento se realiza por los músculos: recto femoral, vasto lateral, vasto medial, vasto intermedio (Figura 52).



Figura 52 Extensión de la rodilla
Fuente: (González Castaño, 2014)

2.3.3.6. Articulación del tobillo

Flexión plantar: comprende la rotación del tobillo en un rango de 0° a 45° hacia abajo. Este movimiento se realiza por los músculos: gastrocnemios, soleo y plantar (Figura 53).

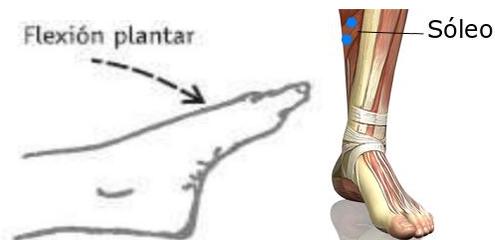


Figura 53 Flexión plantar del tobillo.
Fuente: (García V. , 2012).

Flexión dorsal: comprende la rotación del tobillo en un rango de 0° a 45° hacia arriba. Este movimiento se realiza por el músculo tibial anterior (Figura 54).

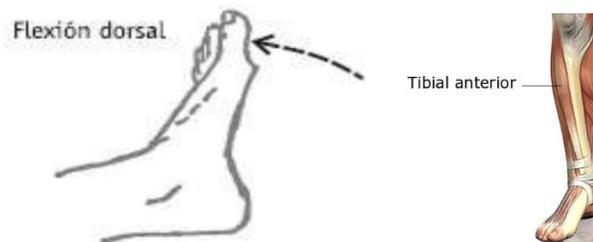


Figura 54 Flexión dorsal del tobillo.
Fuente: (García V. , 2012).

2.3.3.7. Agarres de fuerza de la mano

Los agarres de fuerza de la mano son una clasificación de los patrones de función prensil, donde se agarra un objeto manteniéndolo, parcial o totalmente dentro de la mano (Figura 55a). En

los agarres de fuerza, las tres articulaciones de los dedos se encuentran en flexionadas, se realiza la aducción del pulgar y la flexión dorsal de la muñeca generando un aumento de tensión en los tendones correspondientes a los músculos flexores de del antebrazo (Figura 55b). (Arias López, 2012) .

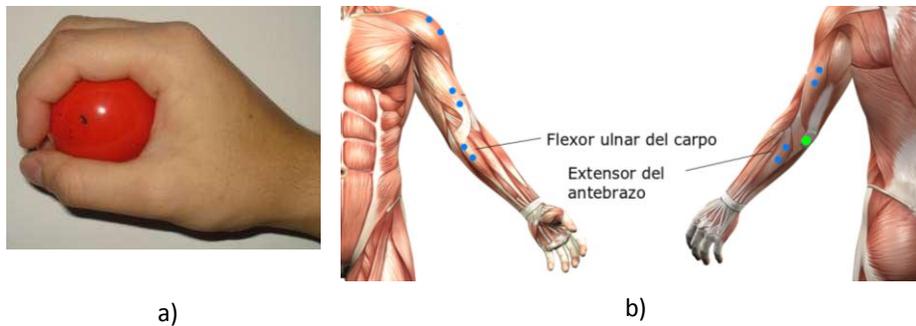


Figura 55 Prensión de la mano.
Fuente: (Arias López, 2012).

2.4. Sistemas de simulación robótica

Debido al alto grado de complejidad de los sistemas planteados en el mundo real, se necesita estimar el comportamiento de estos sistemas, modelando matemáticamente una representación o simulación adecuada. Son pocas las ocasiones donde es posible construir un modelo exacto del sistema real, es debido a esta condición que el funcionamiento de la simulación se limita a aproximaciones lo suficientemente fiables para el desarrollo de una investigación.

Además de un costo elevado la implementación física de un robot puede presentar varias complicaciones, como: la dificultad en el desarrollo de la programación que probablemente genere averías en el robot; a diferencia de un entorno de simulación donde estas complicaciones no provocarían graves consecuencias. (Elena Rodrigo López, 2007).

CAPÍTULO III

3. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL HARDWARE PARA LA ADQUISICIÓN Y ACONDICIONAMIENTO DE SEÑALES EMG.

En el presente capítulo se describe el diseño y la implementación de los sistemas de adquisición y acondicionamiento de señales EMG. Estos sistemas representan una interfaz de hardware entre el sistema general y la actividad eléctrica de 18 músculos del cuerpo, tomando en cuenta las recomendaciones y lineamientos descritos y referenciados en el capítulo anterior.

La interfaz a diseñar se basa en los sistemas analizados en: Surface Electromyography: Detection and Recording (De Luca C. J., 2002), The ABC of EMG (Konrad, 2006), Signal Acquisition Using Surface EMG and Circuit Design Considerations for Robotic Prosthesis (Jamal, 2012), Important Factors in Surface EMG Measurement (Day, 2000); a partir de los cuales se establece la configuración y condiciones de funcionamiento de los sistemas de adquisición y acondicionamiento presentados a continuación.

3.1. Interfaz de adquisición y acondicionamiento de señales EMG

En este apartado, se describen los sistemas que componen la interfaz para la adquisición y el acondicionamiento de señales EMG dentro del sistema general: la detección de señales EMG mediante electrodos superficiales; pre amplificación de la señal detectada; amplificación final, rectificación de la señal amplificada, procesamiento central y transmisión inalámbrica. En la Figura 56 se muestra la disposición de los diferentes sistemas dentro de la interfaz.

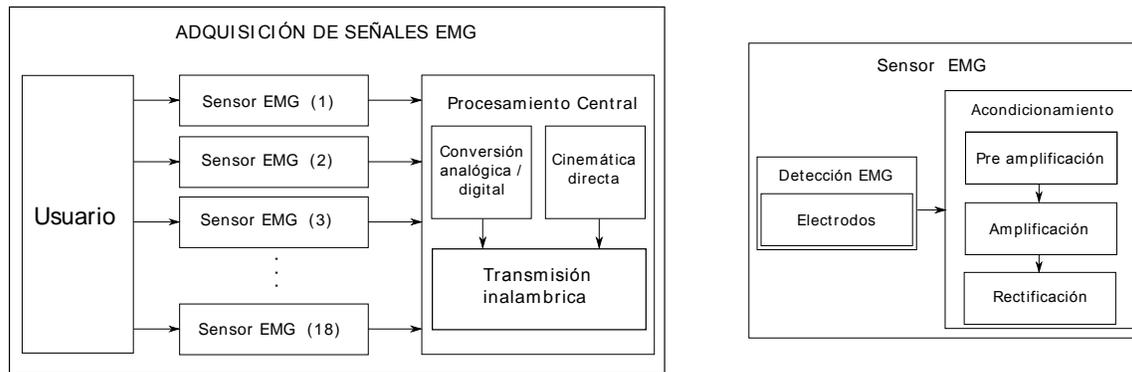


Figura 56 Sistema de adquisición de señales EMG

3.2. Electrodo

En el sistema propuesto, los electrodos representan una interfaz entre el hardware del sistema y la actividad eléctrica muscular del usuario. Como se mencionó en el capítulo anterior, un registro adecuado de señales EMG depende de la calidad del contacto entre los electrodos y la superficie de la piel. En la Figura 57, se muestra un modelo eléctrico de la interfaz generada con el contacto electrodo – piel, este modelo determina la existencia de cierta impedancia medida entre el electrodo y la piel, considerando el la presencia del gel electrolítico, lo cual permite establecer las condiciones de diseño para los electrodos.

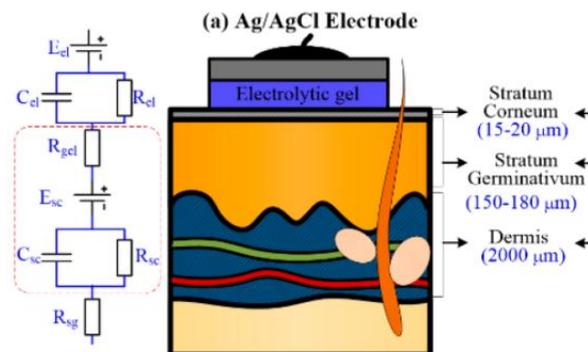


Figura 57 Modelos eléctricos de la interfaz electrodo – piel, para un electrodo Ag/AgCl y un electrodo de micro agujas.

Fuente: (Chen, y otros, 2016)

De acuerdo con el modelo analizado en la Figura 57 y los lineamientos establecidos por SENIAM; en la Tabla 2 se establecen los parámetros de diseño para todos electrodos que se utilizaran en el proyecto, y en la Figura 58, se muestra el modelo físico del electrodo diseñado.

Tabla 2

Parámetros de diseño para electrodos superficiales.

Parámetro	Recomendación	Selección
Forma	Circular o Cuadrada	Cuadrada
Dimensiones:		
Diámetro	1 [cm]	-
Lado	1 [cm]	1.4 [cm] con bisel de 0.2 [cm]
Material	Ag/AgCl, AgCl, Ag, Au, Acero Inoxidable, etc.	Acero inoxidable

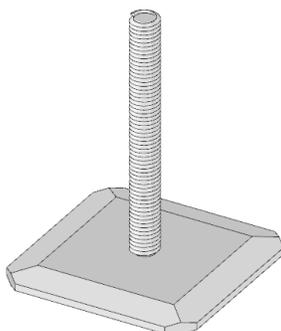


Figura 58 Modelo físico del electrodo superficial. Anexo

Para el presente proyecto, el sistema de control de movimiento procesa la información generada por 18 sensores de actividad eléctrica muscular del usuario; a partir de esta característica del sistema, y tomando en cuenta las consideraciones establecidas en el capítulo anterior, se ha establecido la cantidad de 40 electrodos superficiales distribuidos en el usuario como muestra al Figura 59.

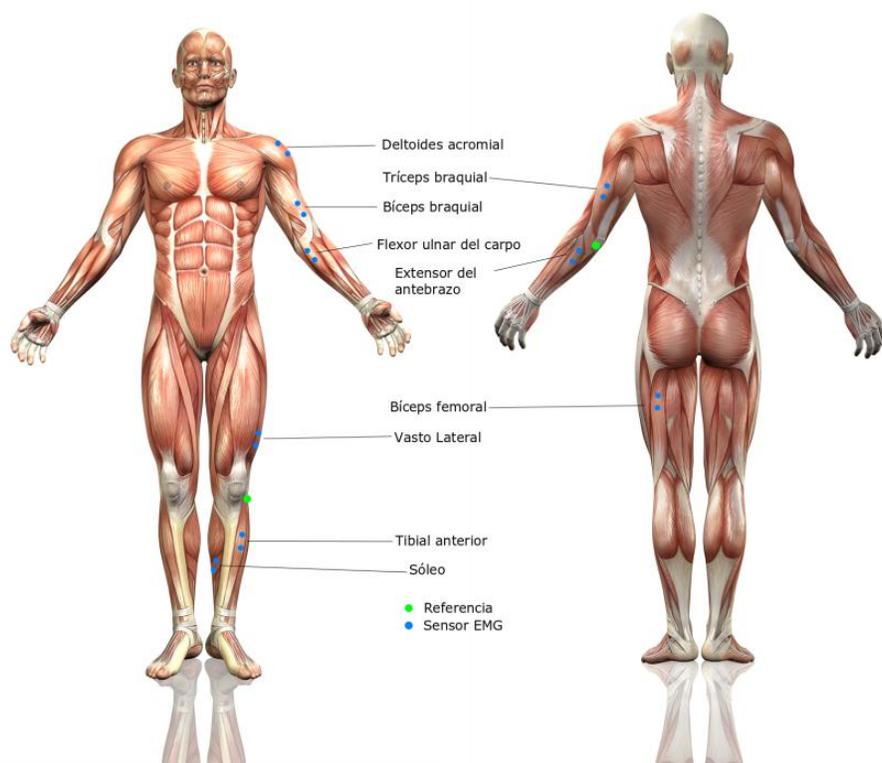


Figura 59 Ubicación de electrodos para sensores EMG y referencia.
Modificado de: (Kjpargeter, 2018).

La distribución simétrica de los electrodos, mostrada en la Figura 59, corresponde a la característica de funcionamiento del sistema, que basado en la anatomía del cuerpo establece que; el movimiento de las articulaciones se produce por la activación de ciertos músculos; de esta manera en la Tabla 3 se ha establecido la relación de correspondencia entre articulaciones y músculos del cuerpo humano para el sistema.

Tabla 3

Correspondencia entre articulaciones y músculos del cuerpo humano.

Músculo	Movimiento de la articulación relacionada
Deltoides acromial	Flexión y extensión horizontal y vertical
Bíceps braquial	Flexión del codo
Tríceps braquial	Extensión del codo
Extensor radial largo	Prensión de la mano
Flexor ulnar del carpo	Prensión de la mano

CONTINÚA ➡

Bíceps femoral	Flexión de la rodilla
Vasto lateral	Extensión de la rodilla
Sóleo	Flexión plantar del tobillo
Tibial anterior	Flexión dorsal del tobillo

3.3. Pre-amplificación

De acuerdo con la Figura 56, la siguiente etapa dentro del conjunto *sensor EMG*, es el acondicionamiento de las señal EMG, dividido en tres etapas: pre amplificación, amplificación y rectificación.

En la pre amplificación, se incrementa a un valor determinado la amplitud de la señal EMG detectada en los músculos especificados en el apartado anterior. De acuerdo con las recomendaciones y consideraciones de diseño realizadas en el capítulo anterior, el funcionamiento se compone de: la amplificación diferencial de la señal detectada por los electrodos, mediante un amplificador de instrumentación; acoplamiento AC de la señal amplificada mediante un filtro pasa altas y un circuito de protección conectado al electrodo de referencia. El diseño de cada uno de estos componentes se describe a continuación.

3.3.1. Amplificador de Instrumentación

Una vez detectada la señal EMG en los electrodos, ingresa al amplificador de instrumentación para incrementar su amplitud a un valor adecuado para la siguiente etapa; de acuerdo a las recomendaciones del capítulo anterior se definen las siguientes especificaciones de diseño para el sistema EMG.

Tabla 4

Especificaciones de diseño del amplificador de instrumentación

Parámetro	Valor
Ganancia del sistema	10-100
Rechazo en modo común	>95 dB
Impedancia de entrada	>10 MOhms
Respuesta lineal en frecuencia	1-2 kHz
Ruido de línea base	10 – 15 uV

Para satisfacer las especificaciones de diseño descritas en la Tabla 4, se ha seleccionado el amplificador de instrumentación INA128 (ver Figura 60), que de acuerdo con las características proporcionadas por el fabricante (ver Tabla 5), cumple con las especificaciones de diseño.

Tabla 5

Especificaciones del amplificador de instrumentación INA128

Parámetro	Valor
Ganancia del sistema	1-10000
Rechazo en modo común	100 dB
Impedancia de entrada	>10 MOhms
Respuesta lineal en frecuencia	1-700 kHz
Ruido de línea base	0.25 uV

Fuente: (Texas Instruments, 2015).

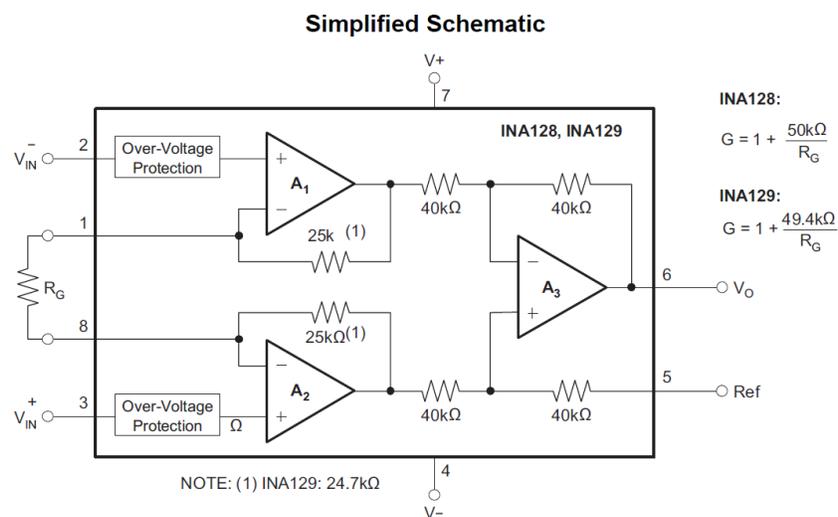


Figura 60 Esquema simplificado del amplificador INA 128.

Fuente: (Texas Instruments, 2015).

Una vez seleccionado el amplificador de instrumentación se determina la configuración del circuito en función de las condiciones de diseño; para lo cual se utiliza el sistema propuesto por el fabricante mostrado en la Figura 61.

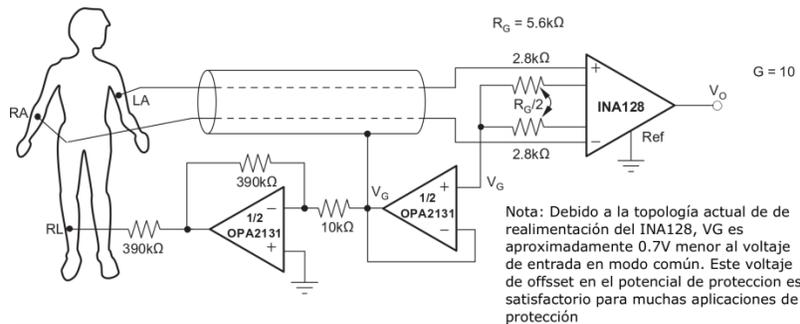


Figura 61 Amplificador ECG con sistema de pierna derecha.

Fuente: (Texas Instruments, 2015).

En relación al sistema propuesto, el amplificador de instrumentación INA 128 presenta la ecuación de ganancia (17), a partir de la cual se determina el valor de resistencia que satisface la condición de diseño correspondiente.

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G} \quad (17)$$

Para una ganancia del sistema $G = 10$, se requiere de una resistencia de ganancia $R_G = 5.6 k\Omega$, que de acuerdo con el sistema propuesto, se divide en dos resistencias de $2.8 k\Omega$. No obstante, valor de resistencia encontrado no es comercial por lo tanto se selecciona el valor más cercano de $2.7 k\Omega$. Con estos valores la ganancia del sistema adquiere un valor de $G = 10.26$, lo cual cumple con las especificaciones de diseño.

3.3.2. Sistema de protección de pierna derecha

Durante la detección de la señal EMG, el sistema es susceptible a interferencias externas que pueden afectar la pre amplificación de la señal. Debido a este hecho se requiere de un sistema de protección durante la detección EMG, con esta finalidad el fabricante propone un sistema de

protección de pierna derecha mostrado en la Figura 61, que permite aislar la referencia eléctrica del usuario y la referencia del sistema.

De acuerdo a la propuesta del fabricante, el sistema de protección se compone de un seguidor de voltaje y un amplificador inversor implementados con amplificadores operacionales OPA2131; para este proyecto se utiliza el sistema recomendado, pero en lugar de los amplificadores recomendados, se utilizará amplificadores TL084 cuyo desempeño y especificaciones son similares.

3.3.3. Sistema de acoplamiento AC

Debido a las condiciones de la piel y el contacto generado con los electrodos, la salida del amplificador de instrumentación muestra la señal EMG amplificada con una componente de DC indeseable para el sistema, por lo tanto, el fabricante ha propuesto un sistema de acoplamiento AC (Figura 62), el cual se compone de un filtro activo pasa altas: la configuración de este sistema garantiza que las señal de salida en el amplificador este centrada en 0v.

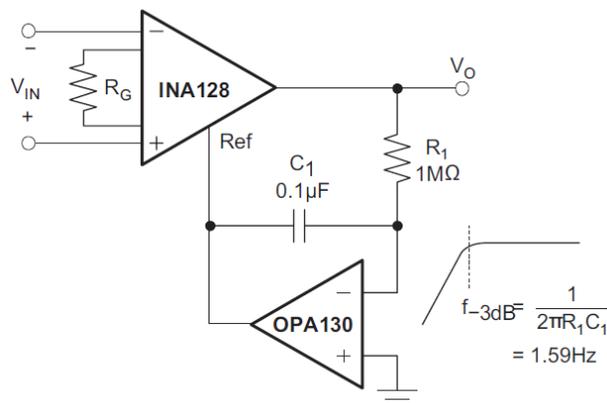


Figura 62 Sistema de acoplamiento AC del amplificador de instrumentación.

Fuente: (Texas Instruments, 2015).

A partir de los sistemas de pre amplificación, protección y acoplamiento AC descritos, a continuación, en la Figura 63 se muestra la configuración total de esta etapa.

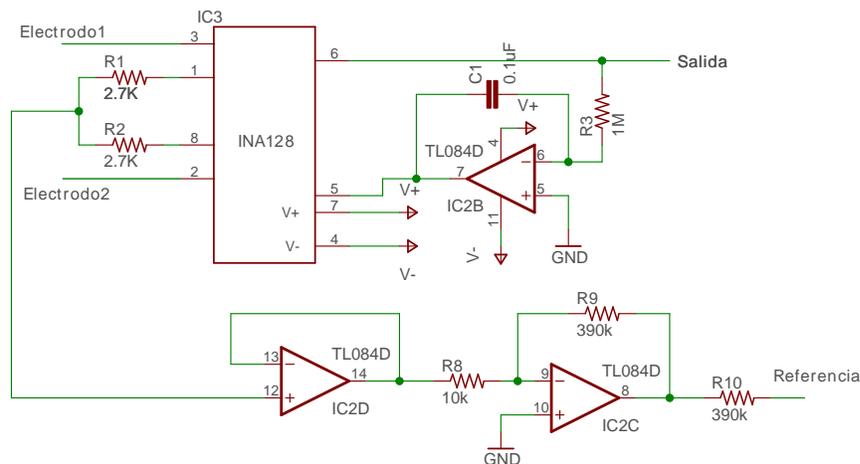


Figura 63 Esquema de la etapa de pre amplificación.

3.4. Amplificación

Una vez pre amplificada la señal EMG, se requiere incrementar su amplitud de tal manera que se encuentre en un rango apropiado para los sistemas de conversión analógico/digital (ADC) utilizados en el procesamiento central. Con esta condición de funcionamiento, se establece el valor de ganancia para el sistema de amplificación en esta etapa. De acuerdo con el rango de voltaje de la mayoría de sistemas ADC, dentro de un microcontrolador comercial y los valores amplitud amplificada obtenidos durante la investigación, se establecen respectivamente $[-3;3]$ [mV] y $[-3;3]$ [V], como los rangos adecuados para la amplitud de entrada y salida del sistema de amplificación. Para el diseño del sistema se determina el valor de $G = 100$ como ganancia. Durante la etapa de desarrollo se ha determinado la presencia de una componente de DC en la señal amplificada, cuyo valor promedio en los músculos propuestos es -150 [mV]. Esta componente debe ser eliminada para satisfacer el rango de la señal de salida del sistema. En función de este requerimiento adicional, se ha seleccionado la configuración: sumador no inversor (ver Figura 64), como el sistema adecuado para esta etapa.

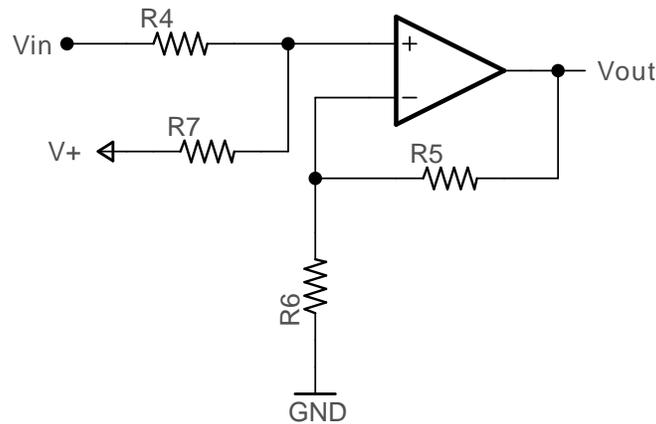


Figura 64 Diagrama esquemático de la etapa de amplificación final.

Con las especificaciones de diseño establecidas; ganancia $G=100$ y offset de 150 [mV], a continuación, se determinan los valores de resistencias para el sistema, calculando los valores de R_4 , R_5 , R_6 y R_7 :

$$V_{out} = \frac{R_7}{R_6} * \frac{R_5+R_6}{R_7+R_4} * V_{in} + \frac{R_4}{R_6} * \frac{R_5+R_6}{R_7+R_4} V_+ \quad (18)$$

Asumiendo un valor de resistencia $R = 1k\Omega$ para R_4 y R_6 , entonces:

$$R_4 = R_6 = 1k\Omega \text{ (valor comercial)}$$

$$V_{out} = \frac{R_7}{R_6} * \frac{R_5+R}{R_7+R} * V_{in} + \frac{R_5+R}{R_7+R} V_+ \quad (19)$$

De acuerdo a las condiciones de ganancia y offset del sistema:

$$G = \frac{R_7}{R_6} * \frac{R_5+R}{R_7+R} = 100 \quad (20)$$

$$v_{offset} \frac{R_5+R}{R_7+R} v_+ = 0.150 [V] \quad (21)$$

Donde v_+ representa el voltaje de polarización positiva del amplificador operacional TL084, con valor de 5[V]. Resolviendo el sistema de ecuaciones (20) y (21) se obtiene:

$$R_5 = 99.03 * R = 99.03 \text{ k}\Omega \rightarrow 100 \text{ k}\Omega \text{ (valor comercial)}$$

$$R_7 = 3333.33 * R = 3.33 \text{ M}\Omega \rightarrow 3.3 \text{ M}\Omega \text{ (valor comercial)}$$

3.5. Rectificación

Como se ha descrito en el capítulo anterior, la señal EMG antes y después de la amplificación, presenta valores positivos y negativos de amplitud. Debido a este hecho y de acuerdo al rango de entrada de los sistemas ADC del procesador central, se requiere rectificar la señal EMG, de tal forma que su amplitud se encuentre dentro de un rango positivo $[0;3]$ [V]; para conseguirlo en la Figura 65 se presenta el sistema de rectificación activa de onda completa, que de acuerdo al análisis del capítulo anterior, la salida del sistema no presenta alteración en la señal rectificada.

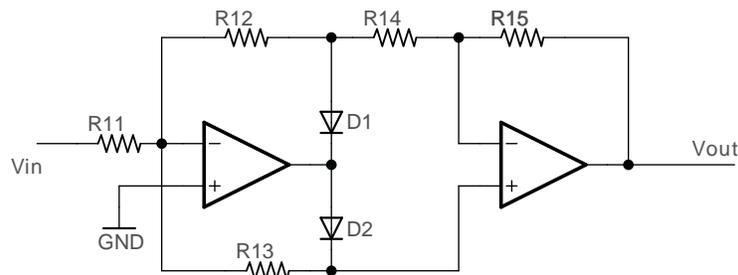


Figura 65 Esquema del sistema de rectificación.

Al igual que los sistemas analizados en el capítulo anterior, el sistema de rectificación mostrado en la Figura 65, se compone de dos etapas: en la primera se muestra un amplificador inversor con doble rectificación de media onda a la salida, generando dos señales parcialmente rectificadas que ingresan a un amplificador diferencial en la segunda etapa, obteniendo una señal completamente rectificada.

Para el diseño del sistema, se requiere determinar las condiciones de funcionamiento de ambas etapas. En la primera etapa, el amplificador inversor, no modifica la señal de entrada, es decir se realiza únicamente la rectificación de la señal invertida en cada uno de los diodos, por lo tanto, la ganancia del sistema es unitaria para cada salida. En la segunda etapa se realiza la amplificación diferencial de las señales generadas por la etapa anterior, y al igual que la etapa anterior, el funcionamiento de este sistema se limita a la operación de diferencia de las señales de entrada; por

lo tanto, la ganancia del sistema también es unitaria. A partir de estas condiciones de funcionamiento, se determinan los valores de resistencia en cada etapa.

Para el amplificador inversor de la primera etapa, la ganancia $G=1$, se determina:

$$R_{11} = R_{12} = R_{13} = 10 \text{ k}\Omega \text{ (valor comercial)}$$

Para el amplificador diferencial de la segunda etapa, la ganancia unitaria se determina:

$$R_{15} = R_{14} = 10 \text{ k}\Omega \text{ (valor comercial)}$$

3.6. Configuración final

Como se mencionó en el apartado 3, la interfaz de adquisición de las señales EMG, considera la distribución de diez y ocho sensores, cada uno ubicado en el músculo correspondiente y conectado al procesador central. Debido a la gran cantidad de conductores necesarios en la conexión de cada sensor hacia el procesador, se agrupan los sensores que comparten la referencia eléctrica en el usuario, determinando cuatro grupos en total: pierna derecha, brazo derecho, pierna izquierda y brazo izquierdo.

En función de los grupos de sensores generados, el diseño de la interfaz considera una conexión modular de hasta cinco sensores por grupo; es decir, el grupo de sensores comparte conexiones de alimentación positiva y negativa, referencia GND, referencia EMG además del transporte de señales EMG entre cada sensor hacia el procesador central. En la Figura 66 se muestra un diagrama de la conexión modular de los sensores EMG.

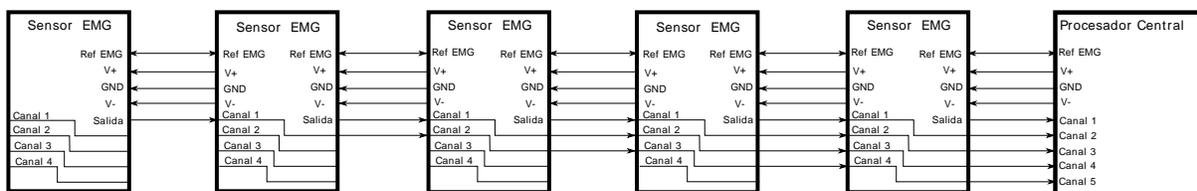


Figura 66 Diagrama de conexión para un grupo de 5 sensores

De acuerdo con el diseño de cada sistema dentro de la interfaz de adquisición y acondicionamiento de señales EMG, en la Figura 67 y Figura 68, se muestra respectivamente la configuración final del conjunto sensor EMG y el diseño PCB para la interfaz EMG, así como los valores comerciales de cada elemento utilizado y sus conexiones.

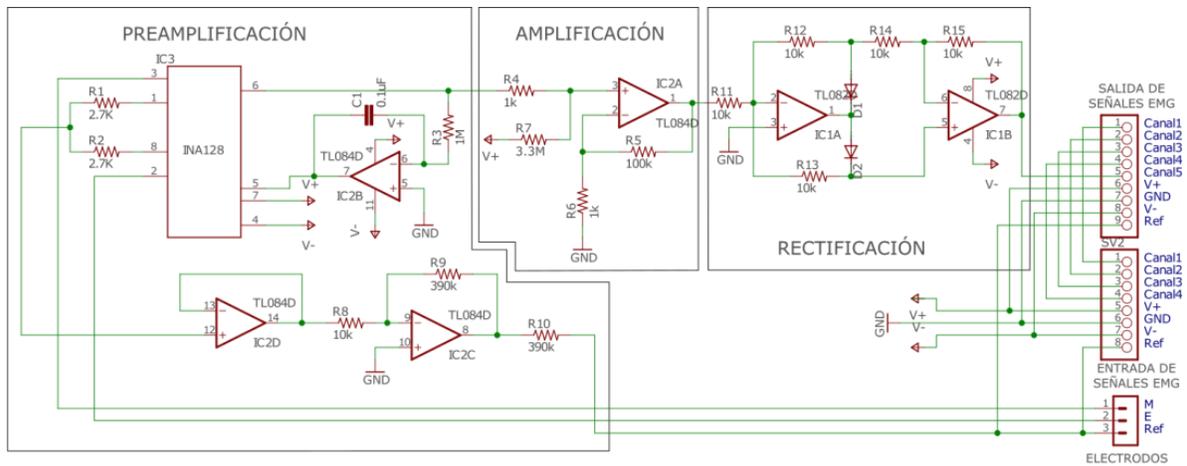


Figura 67 Diagrama esquemático del sensor EMG. Anexo 1.

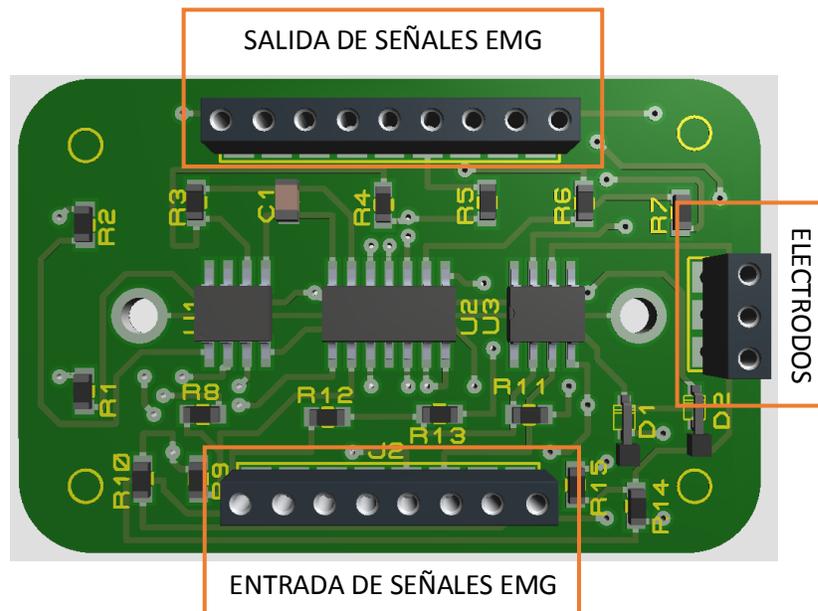


Figura 68 Diseño PCB del sensor EMG.

CAPÍTULO IV

4. INSTRUMENTACIÓN ELECTRÓNICA PARA EL SENSOR DE MEDICIÓN INERCIAL

En el presente capítulo, se describe el diseño e implementación de la instrumentación electrónica necesaria para procesar la información generada por los sensores inerciales (IMU), transformarla en variables cinemáticas y transmitir estas variables hacia el computador.

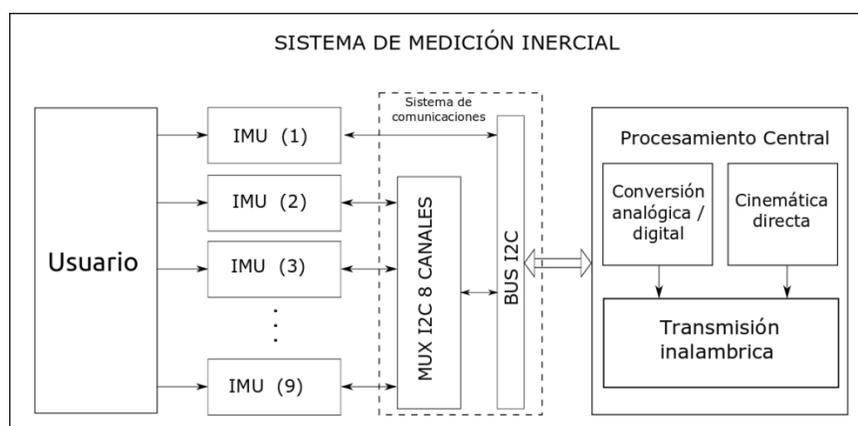


Figura 69 Diagrama de bloques del sistema de medición inercial.

Para una mejor comprensión del funcionamiento de la instrumentación utilizada, en la Figura 69 se puede observar el diagrama de bloques correspondiente. El funcionamiento del sistema comienza con la ubicación de los sensores inerciales en el usuario, seguido de la medición del movimiento de cada articulación correspondiente, el cálculo de cinemática directa y la transmisión hacia el computador.

Como se analizó en el capítulo II, la medición de variables para el análisis cinemático del movimiento humano, puede realizarse mediante sensores electromecánicos inerciales, asociados al movimiento de las articulaciones y sus segmentos del cuerpo humano correspondientes. En el diseño del sistema de medición inercial, los sensores analizados pertenecen a un grupo de sistemas

denominados microelectromecánicos ó MEMS. En forma general los MEMS, se componen de sensores, actuadores, mecanismos y elementos electrónicos, de tamaño reducido, de tal manera que puedan integrarse dentro de un chip de silicio.

Dentro de los sistemas inerciales construidos con tecnología MEMS, usualmente se encuentran sensores de aceleración, vibración, impacto, rotación e inclinación. Cada uno de estos sensores incorpora mecanismos construidos en función de la variable inercial que se desea analizar. El modelo matemático que describe el comportamiento de un acelerómetro MEMS responde a la ecuación:

$$m\ddot{x} + b\dot{x} + kx = ma.$$

En el caso de la inclinación, un sensor MEMS, mide la inclinación mediante el efecto de la fuerza de gravedad sobre los ejes de un acelerómetro (X, Y, Z). Para la medición de la rotación, se realiza mediante giroscopios, cuyo principio de funcionamiento se basa en el efecto coriolis mostrado en la Figura 70, donde dos masas se mueven con velocidad V_x en direcciones opuestas debido a una rotación angular Ω_z generando dos fuerzas F_{coriolis} en dirección opuesta a la rotación. Estas fuerzas pueden ser medidas por mecanismos incorporados en la estructura MEMS, por ejemplo; el cambio de fuerza medido con piezoresistor o la deformación medida por el cambio de capacitancia.

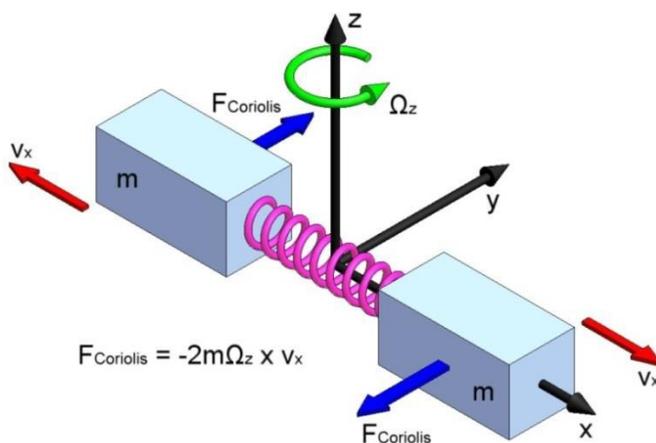


Figura 70 Diagrama esquemático de un giroscopio MEMS.
Fuente: (Corigliano, y otros, 2014).

Este sistema puede aplicarse en cada uno de los ejes (X, Y, Z); con la posibilidad de mejorarse combinando diferentes sensores inerciales, generalmente: acelerómetros y giroscopios multiaxiales; y en sistemas más complejos, con magnetómetros; los cuales se integran dentro de un sistema denominado Unidad de Medición Inercial (IMU).

De acuerdo con el funcionamiento del sistema representado en la Figura 69, y los diferentes sistemas de medición presentados en este apartado; a continuación se describe el sistema de medición inercial seleccionado que contiene las características y configuraciones analizadas anteriormente; así como el desarrollo de las etapas del sistema de instrumentación y su integración con el sistema EMG.

4.1. Sensor MPU6050

El dispositivo MPU6050 es un sistema de medición inercial, que combina un giroscopio triaxial y un acelerómetro triaxial, junto con un procesador digital de movimiento (DMP) dentro de un chip de silicio, lo que le permite procesar algoritmos complejos de fusión de movimientos. Además de estos sistemas, el dispositivo puede comunicarse con dispositivos externos como magnetómetros, a través del bus I2C o la interfaz SPI, permitiendo la recolección de un conjunto

de datos del dispositivo sin la necesidad del procesador interno. En la Figura 71, se muestra un diagrama de bloques del dispositivo.



Figura 71 Diagrama de bloques del dispositivo MPU6050.

Fuente: (IvenSense, 2018)

4.1.1. Características

El dispositivo MPU6050 cuenta con un rango de escala completamente programable por el usuario, tanto para el giroscopio: de ± 250 , ± 500 , $\pm 1,000$, y $\pm 2,000$ °/s (DPS), así como para el acelerómetro: ± 2 g, ± 4 g, ± 8 g y ± 16 g. Esta característica permite al usuario desarrollar un seguimiento preciso de movimientos rápido y lento. Como característica adicional el dispositivo incluye un sensor de temperatura incorporado en el chip con $\pm 1\%$ de variación en el intervalo de temperatura de funcionamiento, filtros pasa bajas digitalmente programables. A continuación, en la Tabla 6 se presentan un resumen de las características relevantes del dispositivo.

Tabla 6

Características relevantes del dispositivo MPU6050

Característica	Valor	Unidades
Escala completa del giroscopio	± 250	°/s
	± 500	°/s
	± 1000	°/s
	± 2000	°/s
Sensibilidad del giroscopio	131	LSB/(°/s)
	65.5	LSB/(°/s)
	32.8	LSB/(°/s)
	16.4	LSB/(°/s)
Escala completa del acelerómetro	± 2	g
	± 4	g
	± 8	g
	± 16	g
Sensibilidad del acelerómetro	16384	LSB/g
	8192	LSB/g

CONTINÚA →

	4096	LSB/g
	2048	LSB/g
Comunicación digital	I ² C	
Dirección I2C	0x68 o 0x69	
Voltaje lógico	1.8±5%	V
Voltaje de operación	2.375–3.46	V

Fuente: (IvenSense, 2018).

4.1.2. Configuración

El funcionamiento del dispositivo, en relación a la digitalización de los datos obtenidos por cada uno de los sistemas y su posterior transmisión digital, depende de la configuración de varios parámetros como: el rango de escala, así como la sensibilidad del giroscopio y acelerómetro, además de la comunicación I2C. Cada una de estas opciones puede configurarse de acuerdo al valor establecido en el registro correspondiente; a continuación, se describen las opciones de configuración del dispositivo.

4.1.2.1. Filtro digital pasa bajas

El sistema MPU6050 consta de dos sistemas de filtros digitales configurables por el usuario, cuya frecuencia de corte se determina de acuerdo al valor presente en el registro de lectura y escritura CONFIG del dispositivo (ver Figura 72). Este registro permite la configuración del sistema para filtrar las señales digitalizadas del acelerómetro y el giroscopio, mediante la combinación binaria de los bits 0,1 y 2, correspondientes a la sección DLPF_CFG del registro, tal como se muestra en la Tabla 7.

Register (Hex)	Register (Decimal)	Bit7	Bit6	Bit5	Bit4	Bit3	Bit2	Bit1	Bit0
1A	26	-	-	EXT_SYNC_SET[2:0]			DLPF_CFG[2:0]		

Figura 72 Registro CONFIG del dispositivo MPU6050.

Fuente: (IvenSense, 2018).

Tabla 7

Configuración DPLF_CFG para el registro CONFIG.

DLPF_CFG	Acelerómetro (Fs=1kHz)		Giroscopio		
	Ancho de banda (Hz)	Retardo de grupo (ms)	Ancho de banda (Hz)	Retardo de grupo (ms)	Fs (kHz)
0	260	0	256	0.98	8
1	184	2.0	188	1.9	1
2	94	3.0	98	2.8	1
3	44	4.9	42	4.8	1
4	21	8.5	20	8.3	1
5	10	13.8	10	13.4	1
7	RESERVADO		RESERVADO		8

Fuente: (IvenSense, 2018).

4.1.2.2. Giroscopio

Dentro del dispositivo MPU6050, es posible configurar el rango de escala para, así como la autoevaluación en cada eje de rotación (X, Y, Z). Esta configuración puede ser establecida mediante el valor asignado al registro GYRO_CONFIG; el cual se encuentra dividido en cuatro secciones como muestra la Figura 73.

Register (Hex)	Register (Decimal)	Bit7	Bit6	Bit5	Bit4	Bit3	Bit2	Bit1	Bit0
1B	27	XG_ST	YG_ST	ZG_ST	FS_SEL[1:0]		-	-	-

Figura 73 Registro GYRO_CONFIG del dispositivo MPU6050.

Fuente: (IvenSense, 2018).

La autoevaluación en cada eje del giroscopio, se puede activar mediante los bits ZG_ST, YG_ST, XG_ST del registro, la autoevaluación puede realizarse independientemente o todas a la vez.

En relación al rango de escala del giroscopio, dentro del registro se encuentra la sección FS_SEL, que permite la configuración del rango de escala en función de la combinación binaria que toma esta sección (ver Tabla 8).

Tabla 8

Configuración de rango de escala del giroscopio del dispositivo MPU6050.

FS_SEL	Rango de escala completa
0	± 250 °/s
1	± 500 °/s
2	± 1000 °/s
3	± 2000 °/s

Fuente: (IvenSense, 2018).

4.1.2.3. Acelerómetro

Al igual que el registro anterior, en el dispositivo MPU6050, es posible configurar la autoevaluación en cada eje y el rango de escala completa del acelerómetro, mediante la asignación de valores de la Tabla 9 y los bits: XA_ST, YA_ST y ZA_ST en el registro ACCEL_CONFIG mostrado en la Figura 74.

Register (Hex)	Register (Decimal)	Bit7	Bit6	Bit5	Bit4	Bit3	Bit2	Bit1	Bit0
1C	28	XA_ST	YA_ST	ZA_ST	AFS_SEL[1:0]		-		

Figura 74 Registro ACCEL_CONFIG del dispositivo MPU6050.

Fuente: (IvenSense, 2018).

Tabla 9

Configuración de rango de escala del acelerómetro del dispositivo MPU6050.

AFS_SEL	Rango de escala completa
0	$\pm 2g$
1	$\pm 4g$
2	$\pm 8g$
3	$\pm 16g$

Fuente: (IvenSense, 2018).

4.1.2.4. Registro de mediciones

Las mediciones realizadas por ambos sistemas se asignan a 2 conjuntos de 12 diferentes registros de 8 bits que contienen el valor de la digitalización de la mediciones realizadas en cada uno de los ejes (X,Y,Z); el primer conjunto de registros, denominado registros internos, contiene el valor actual de las mediciones de cada instrumento, actualizándose en función de la frecuencia

de muestreo; el segundo conjunto, denominado registros de lectura orientados al usuario, que duplican el valor de los registros internos siempre que la interfaz serial este activa. Como se mencionó en el resumen de características de la Tabla 6, cada eje de medición en cada instrumento contiene un ADC de 16 bits de resolución, por tal motivo, las mediciones realizadas se asignan en dos registros para cada eje, como se muestra en la Tabla 10 y 11.

Tabla 10

Registros de salida de datos del acelerómetro del dispositivo MPU6050

Registro (Hex)	Registro (Decimal)	Bit7	Bit6	Bit5	Bit4	Bit3	Bit2	Bit1	Bit0
3B	59	ACCEL_XOUT[15:8]							
3C	60	ACCEL_XOUT[7:0]							
3D	61	ACCEL_YOUT[15:8]							
3E	62	ACCEL_YOUT[7:0]							
3F	63	ACCEL_ZOUT[15:8]							
40	64	ACCEL_ZOUT[7:0]							

Fuente: (IvenSense, 2018).

Tabla 11

Registros de salida de datos del giroscopio del dispositivo MPU6050

Registro (Hex)	Registro (Decimal)	Bit7	Bit6	Bit5	Bit4	Bit3	Bit2	Bit1	Bit0
43	67	GYRO_XOUT[15:8]							
44	68	GYRO_XOUT[7:0]							
45	69	GYRO_YOUT[15:8]							
46	70	GYRO_YOUT[7:0]							
47	71	GYRO_ZOUT[15:8]							
48	72	GYRO_ZOUT[7:0]							

Fuente: (IvenSense, 2018).

4.1.2.5. Configuración de Encendido

Durante el encendido, el dispositivo MPU 6050 necesita establecer ciertos parámetros de configuración para el funcionamiento general del sistema: como:

- **DEVICE_RESET**, Cuando este bit es 1, se reinician todos los registros internos del dispositivo a sus valores por defecto.
- **SLEEP**, cuando este bit se encuentra en 1, el dispositivo entra en modo SLEEP.
- **CYCLE**, Cuando este bit toma el valor de 1 y el bit SLEEP esta desactivado, el dispositivo cambia de estado entre modo SLEEP y WAKE UP donde se toma una muestra de todos los sensores activos en una frecuencia determinada por el segmento LP_WAKE_CTRL del registro 108.
- **TEMP_DIS**, cuando toma el valor de 1, se desactiva el sensor de temperatura.
- **CLKSEL**, un conjunto de 3 bits, cuya combinación binaria especifica la fuente de reloj del dispositivo, de acuerdo a la Tabla 12.

Estos parámetros se integran dentro de un registro de ocho bits denominado PWR_MGMT_1 mostrado en la Figura 75.

Register (Hex)	Register (Decimal)	Bit7	Bit6	Bit5	Bit4	Bit3	Bit2	Bit1	Bit0
6B	107	DEVICE_RESET	SLEEP	CYCLE	-	TEMP_DIS	CLKSEL[2:0]		

Figura 75 Registro PWR_MGMT_1 del dispositivo MPU 6050.
Fuente: (IvenSense, 2018).

Tabla 12

Selección de la fuente de reloj para el dispositivo MPU 6050.

CLKSEL	Fuente de Reloj
0	Oscilador interno de 8MHz
1	PLL con referencia al eje X del giroscopio
2	PLL con referencia al eje Y del giroscopio
3	PLL con referencia al eje Z del giroscopio
4	PLL con referencia externa de 32.768kHz
5	PLL con referencia externa de 19.2MHz
6	Reservado
7	Detiene el reloj, y mantiene la generación de temporización en el reinicio.

Fuente: (IvenSense, 2018).

4.2. Procesamiento central

Como se describe en la introducción del capítulo, el sistema de medición inercial, contiene una etapa de procesamiento, encargada de incorporar los sistemas de medición EMG e Inercial dentro de un sistema central, de tal manera que los datos recolectados de cada sistema, se trasformen en la información requerida por la siguiente etapa del sistema general. En función de la información requerida, a continuación de muestra el funcionamiento del sistema central mediante un diagrama de flujo en la Figura 76.

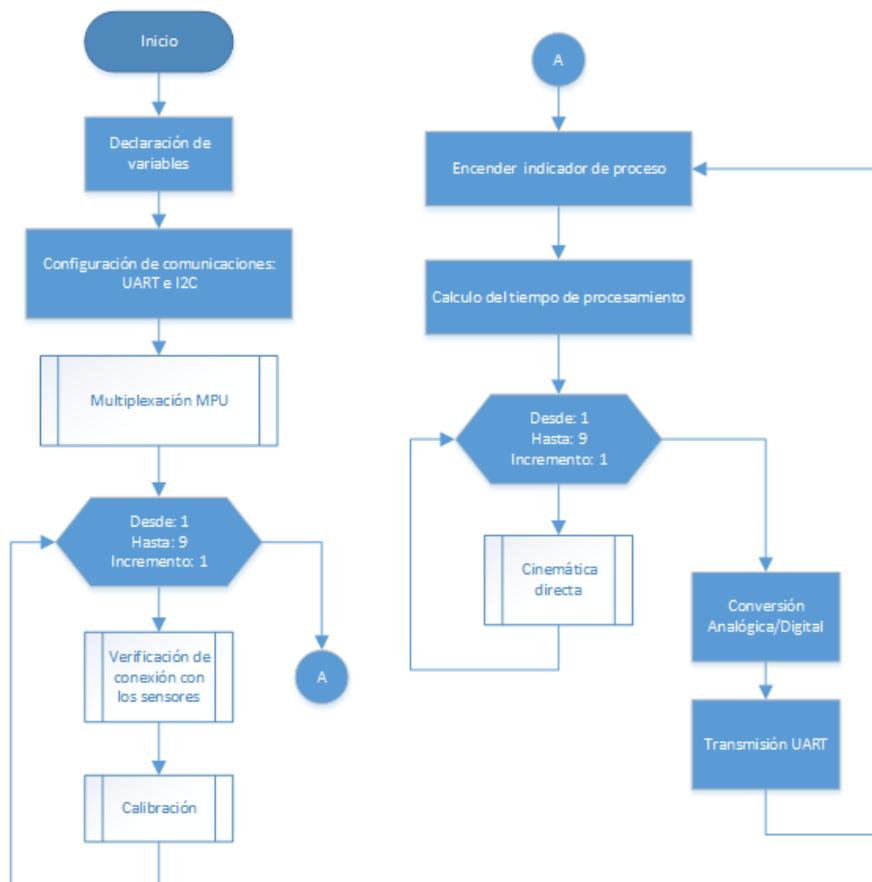


Figura 76 Diagrama de flujo del procesamiento central. Anexo: 4.

De acuerdo a la Figura 76, el procesamiento central empieza con la declaración e inicialización de las variables para el sistema; seguido de la configuración y el inicio de los canales de

comunicación UART e I2C; la multiplexación de 8 de los 9 dispositivos de medición inercial; la calibración de cada sensor; la verificación de comunicación I2C con los dispositivos MPU6050 ; el cálculo de cinemática directa; la digitalización de las señales EMG y la transmisión de información mediante la interfaz UART – Bluetooth. A continuación, se describen los diferentes subprocesos del funcionamiento principal del sistema.

4.2.1. Multiplexación I2C



Figura 77 Módulo multiplexor I2C de 8 canales.

Fuente: (Adafruit, 2018).

De acuerdo a las características del dispositivo MPU6050 mostradas en el apartado anterior, la comunicación I2C del dispositivo, se limita a dos posibles direcciones, por lo tanto, se requiere un sistema que permita la comunicación de varios dispositivos con la misma dirección I2C. En función de este requerimiento, se ha seleccionado el multiplexor de 8 canales I2C TCA9548A, cuyo funcionamiento selecciona un dispositivo a la vez para la comunicación por el mismo canal I2C con la misma dirección (ver Figura 77 y Figura 78).

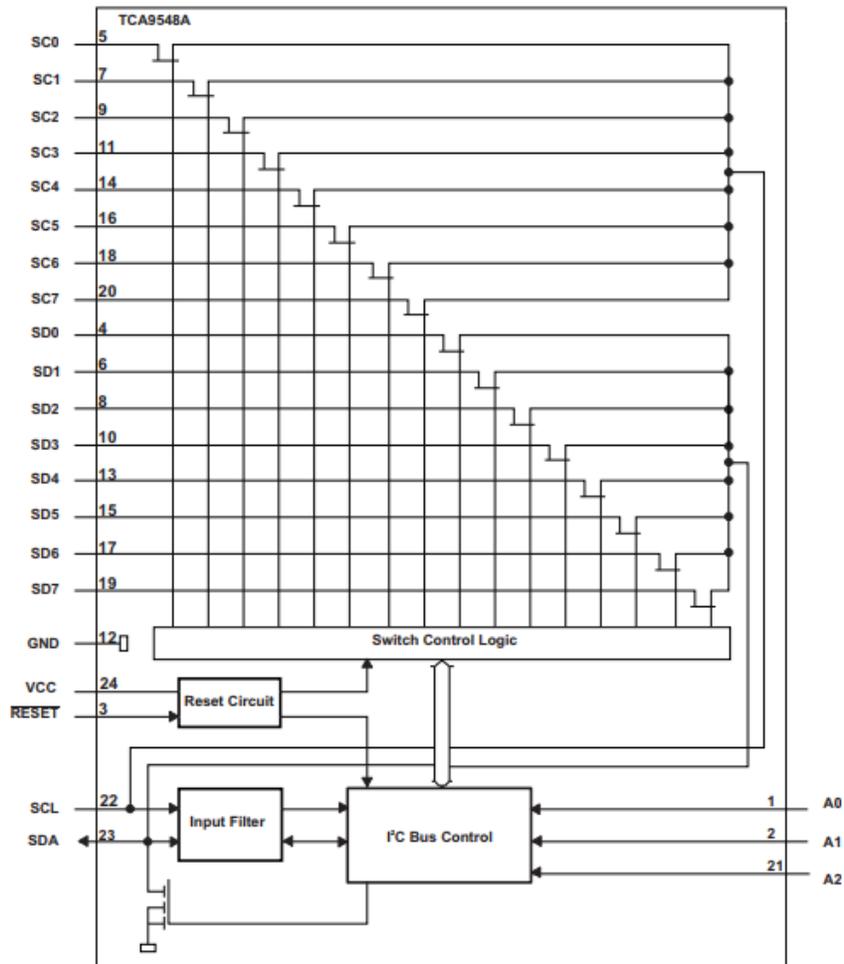


Figura 78 Diagrama de bloques del multiplexor I2C.
Fuente: (Texas Instruments Inc., 2016).

El dispositivo mostrado en la Figura 77, consta de 8 canales de comunicación I2C, seleccionables mediante la transmisión de un valor numérico al dispositivo, en el rango de 1 a 128 de acuerdo a la Tabla 13 y el algoritmo mostrado en la Figura 79.

Tabla 13

Definición del byte de comando.

BITS DEL REGISTRO DE CONTROL								COMANDO
B7	B6	B5	B4	B3	B2	B1	B0	
X	X	X	X	X	X	X	0	Canal 0 desactivado
X	X	X	X	X	X	X	1	Canal 0 activado
X	X	X	X	X	X	0	X	Canal 1 desactivado
X	X	X	X	X	X	1	X	Canal 1 activado

CONTINÚA →

X	X	X	X	X	$\frac{0}{1}$	X	X	Canal 2 desactivado Canal 2 activado
X	X	X	X	$\frac{0}{1}$	X	X	X	Canal 3 desactivado Canal 3 activado
X	X	X	$\frac{0}{1}$	X	X	X	X	Canal 4 desactivado Canal 4 activado
X	X	$\frac{0}{1}$	X	X	X	X	X	Canal 5 desactivado Canal 5 activado
X	$\frac{0}{1}$	X	X	X	X	X	X	Canal 6 desactivado Canal 6 activado
$\frac{0}{1}$	X	X	X	X	X	X	X	Canal 7 desactivado Canal 7 activado
0	0	0	0	0	0	0	0	Ningún canal seleccionado, reinicio por encendido

Fuente: (Texas Instruments Inc., 2016).

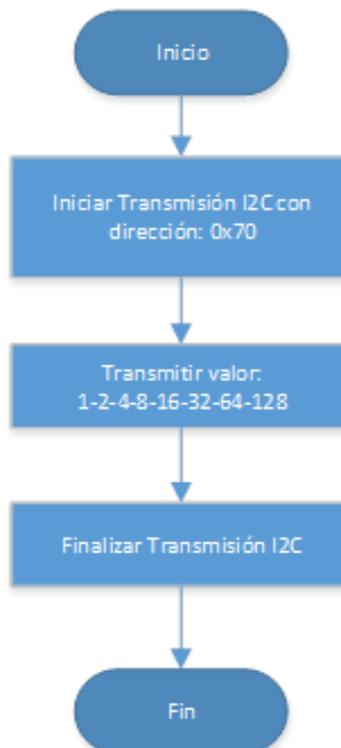


Figura 79 Multiplexación de 8 canales I2C. Anexo: 4.

Además de la multiplexación, el dispositivo presenta la capacidad de configurar 8 posibles direcciones I2C mediante la combinación binaria de las entradas A0, A1 y A2 como se muestra en la Tabla 14.

Tabla 14

Referencia de direcciones del multiplexor.

ENTRADAS			Dirección I2C del dispositivo
A2	A1	A0	
0	0	0	112 (decimal), 70 (hexadecimal)
0	0	1	113 (decimal), 71 (hexadecimal)
0	1	0	114 (decimal), 72 (hexadecimal)
0	1	1	115 (decimal), 73 (hexadecimal)
1	0	0	116 (decimal), 74 (hexadecimal)
1	0	1	117 (decimal), 75 (hexadecimal)
1	1	0	118 (decimal), 76 (hexadecimal)
1	1	1	119 (decimal), 77 (hexadecimal)

Fuente: (Texas Instruments Inc., 2016).

4.2.2. Verificación de conexión

En esta parte del funcionamiento del sistema, se comprueba la comunicación entre el procesador central representado por el algoritmo de la Figura 80 a; El algoritmo comienza por la configuración inicial de los sensores descrita en el apartado 4.1.2, seguido de la identificación de cada sensor, donde se tramite el estado de la conexión I2C vía UART-Bluetooth. Más detalladamente en los diagramas de la Figura 80 b y c se muestran los subprocesos correspondientes.

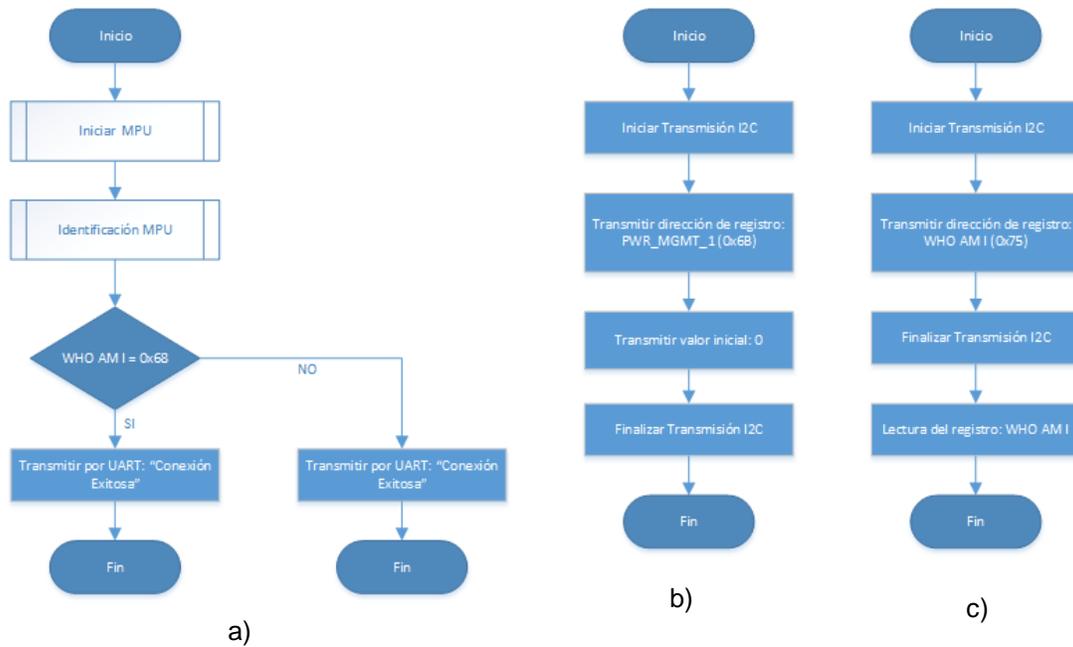


Figura 80 a) Subproceso: Verificación de conexión I2C. b) Subproceso: Iniciar MPU. c) Subproceso: Identificación MPU. Anexo: 4.

4.2.3. Calibración

Debido a que las mediciones realizadas por los instrumentos del dispositivo MPU6050, presentan un cierto grado de desviación, es necesario compensar este valor, de tal manera que la medida en cada instrumento sea lo más precisa posible. Por lo tanto dentro del cálculo de cinemática directa en el procesador central del sistema (Figura 76), se extrae el valor de desviación calculado en cada eje del giroscopio de acuerdo al algoritmo mostrado en la Figura 81.

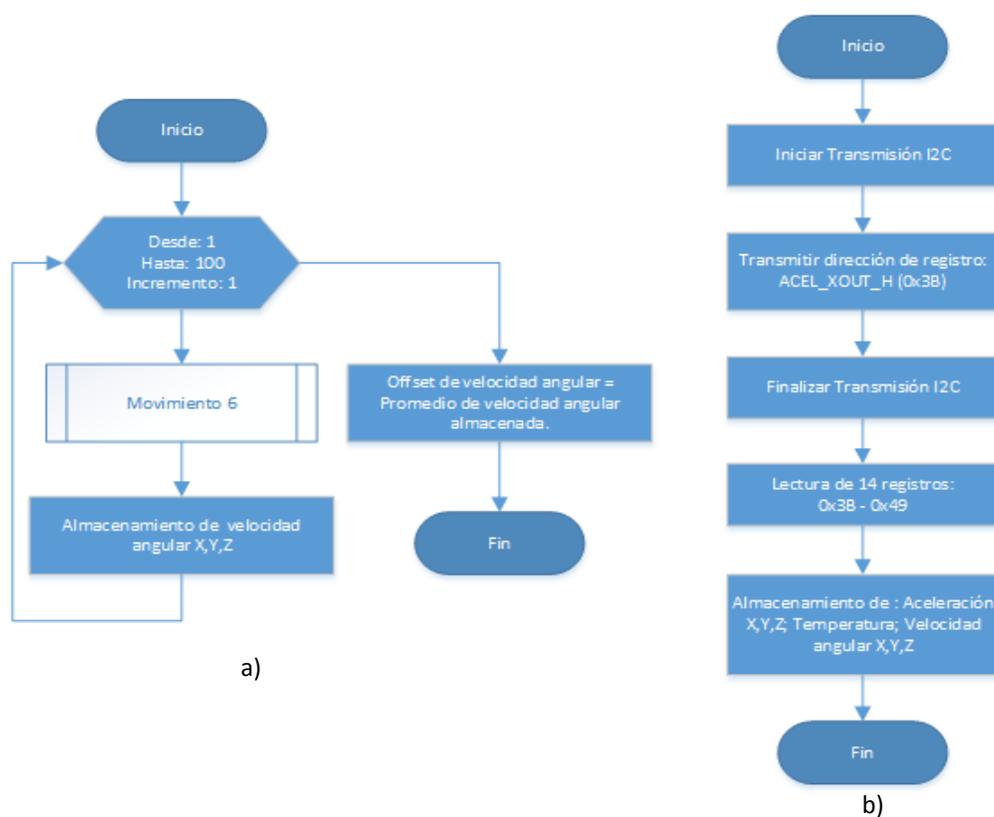


Figura 81 a) Subproceso: Calibración. b) Subproceso: Movimiento6. Anexo: 4.

4.2.4. Cinemática directa

A partir del cálculo de desviación de las mediciones en cada eje del giroscopio, se determina el desplazamiento angular de cada uno de los sensores combinando: la inclinación del dispositivo calculada a partir de la información del acelerómetro; y el desplazamiento angular calculado a partir de la velocidad angular proporcionada por el giroscopio; dentro del algoritmo denominado “filtro complementario” (McCarron, 2013), que multiplica los dos cálculos por un factor complementario denominado α , como se puede observar en el diagrama de la Figura 82 .

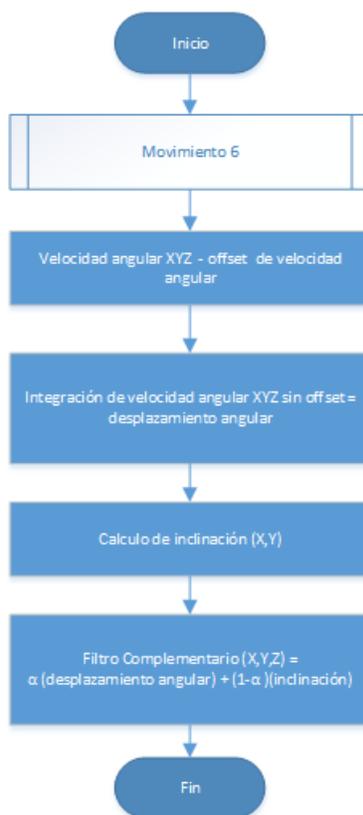


Figura 82 Subproceso:
Cinemática Directa. Anexo: 4.

4.2.5. Digitalización de señales EMG

Como subproceso final antes de la transmisión inalámbrica hacia el computador, se encuentra la digitalización de las señales provenientes del sistema de medición EMG. Este subproceso se realiza como requisito para el procesamiento digital de las señales del sistema general. Para realizar este proceso, el diseño del procesador central se utiliza convertidores de señal analógica a digital (ADC), que como ya se analizó en el capítulo 2, generalmente se encuentra incorporado en sistemas basados en microcontroladores. De acuerdo al diseño del sistema de medición EMG y a la amplitud de sus señales de salida, el procesador central requiere los parámetros mostrados en la Tabla 15.

Tabla 15

Requerimientos del procesador central para el sistema de medición EMG.

Parámetro	Valor
Sistemas ADC	18
Rango de voltaje de entrada	0 - 3 v
Resolución mínima del ADC	10 bits

Con los parámetros establecidos en la Tabla 15, las señales analógicas entregadas por el sistema de medición EMG, son digitalizadas con al menos 1023 niveles de cuantificación y una resolución de 3mV en un rango de voltaje de entrada de [0-3] [V].

4.2.6. Transmisión Inalámbrica

Una vez que se ha calculado la cinemática directa para cada uno de los sensores inerciales y se han digitalizado todas las señales EMG, el proceso final corresponde a la transmisión de todas las variables calculadas de forma inalámbrica, reduciendo significativamente la incidencia de ruido de fuentes externas. En función del proceso descrito, se ha seleccionado un módulo de comunicación Bluetooth HC-05 (ver Figura 83), el cual realiza una transmisión transparente de los datos recibidos mediante una interfaz UART hacia un receptor conectado al computador.

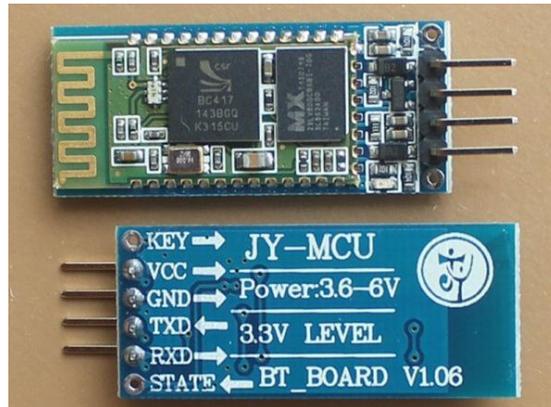


Figura 83 Módulo Bluetooth HC-05.
Fuente: (Fabacademy, 2018).

De acuerdo con todos los requerimientos y condiciones de funcionamiento para los sistemas de medición EMG (ver Tabla 15) e Inercial establecidos en el capítulo anterior y en la introducción de este capítulo (ver Tabla 16), a continuación se presenta las características (ver Figura 84 y

Tabla 17) del dispositivo Teensy 3.2 que satisface los requerimientos de procesamiento central.

Tabla 16

Requerimientos de funcionamiento del procesador central.

Sistema	Requerimientos
Sistema de Medición EMG	Capacidad para digitalizar 18 entradas analógicas
Sistema de Medición Inercial	Comunicación I2C
Transmisión Inalámbrica	Comunicación UART

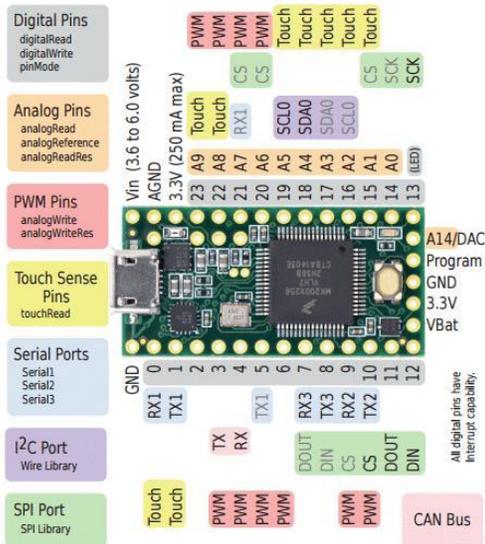
4.2.7. Sistema de desarrollo Teensy 3.2

Welcome to Teensy 3.2

32 Bit Arduino-Compatible Microcontroller

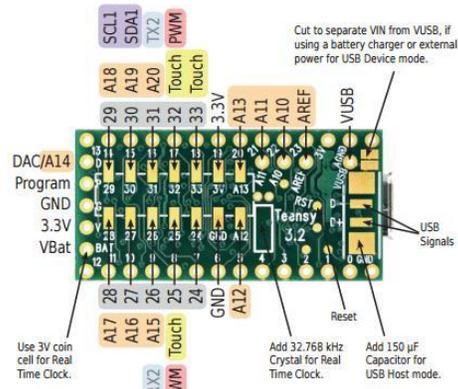
To begin using Teensy, please visit the website & click [Getting Started](#).

www.pjrc.com/teensy



Teensy 3.2 Back Side

Additional pins and features available on the back side



For solutions to the most common issues and technical support, please visit:

www.pjrc.com/help

Teensy 3.2 System Requirements:
 PC computer with Windows 7, 8, 10 or later
 or Ubuntu Linux 12.04 or later
 or Macintosh OS-X 10.7 or later
 USB Micro-B Cable



Figura 84 Distribución de pines del dispositivo Teensy 3.2.

Fuente: (PJRC, 2018).

Tabla 17

Características del procesador central Teensy 3.2.

Características	Valor	Unidades
Procesador	MK20DX256VLH7	
Núcleo	Cortex-M4	
Frecuencia	72	MHz
Overclock	96	MHz
E/S Digitales	34	
Voltaje de salida	3.3V	V
Voltaje de entrada	5V max	V
Entradas Analógicas	21	
ADC	2	
Resolución Usable	16	Bits
Ganancias	13	Bits
Programables	2	
Sensor de tacto	12	
Comparadores	3	

CONTINÚA

Salida Analógica	1	
Resolución del DAC	12	Bits
Comunicaciones		
USB	1	
Serial	3	
SPI	1	
I2C	2	
Bus CAN	1	

Fuente: (PJRC, 2018).

Como se muestra en la Figura 69, la digitalización de señales EMG, el cálculo de cinemática directa y la transmisión inalámbrica hacia el computador, se realiza en sistema de procesamiento central, el cual contiene: como elemento principal el procesador Teensy 3.2 conectado a un transmisor Bluetooth por medio de una interfaz UART sobre una placa de comunicación con los demás sistemas. El diagrama esquemático y diseño PCB del procesador central se muestran en la Figura 85 y Figura 86 respectivamente.

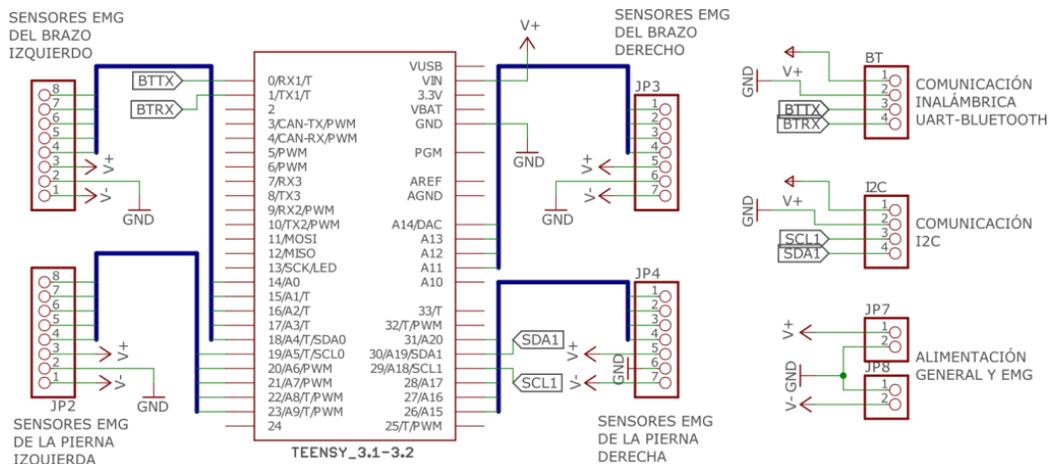


Figura 85 Diagrama esquemático del procesador central. Anexo: 2.

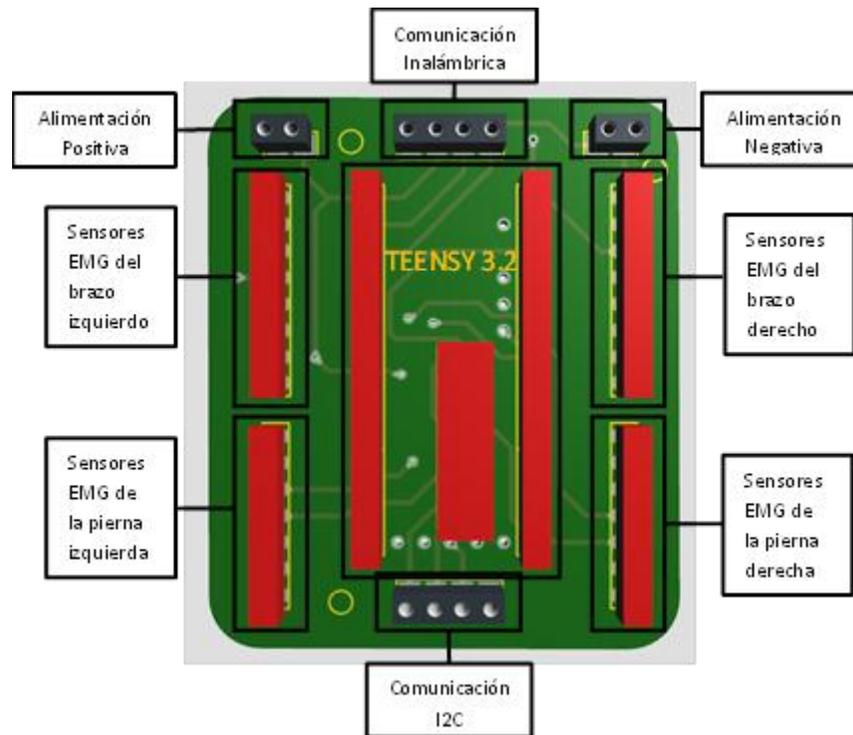


Figura 86 Diseño PCB del procesador central.

4.3. Conexiones

De acuerdo con el diagrama de bloques mostrado en la Figura 69, el sistema de medición inercial consta de 9 sensores MPU6050 comunicados al procesador central mediante un canal I2C, en función de esta configuración, en la Figura 87, Figura 88 y Figura 89 se muestra respectivamente: el esquema de conexión, el diagrama esquemático y el diseño PCB para la conexión de los componentes del sistema de medición inercial, incluyendo el multiplexor de 8 canales I2C.

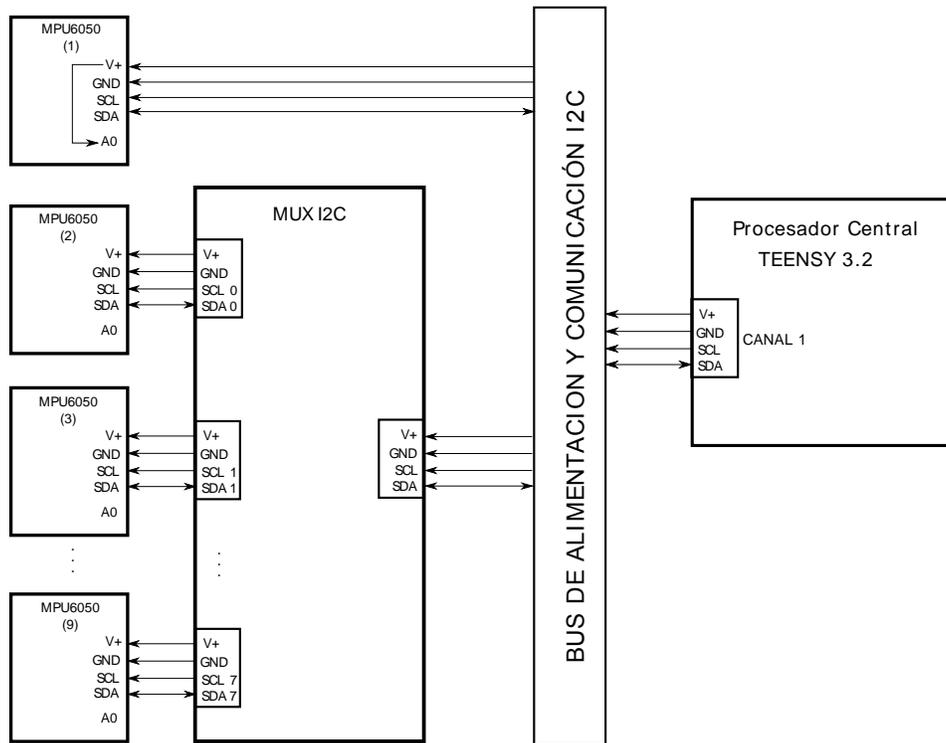


Figura 87 Diagrama de conexión del sistema de medición Inercial

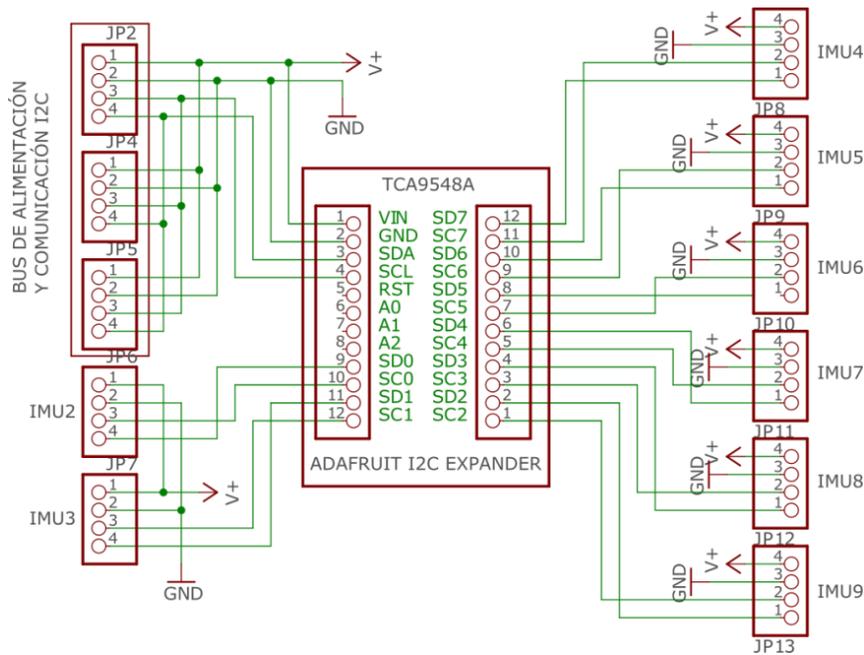


Figura 88 Diagrama esquemático del sistema de medición Inercial. Anexo: 3.

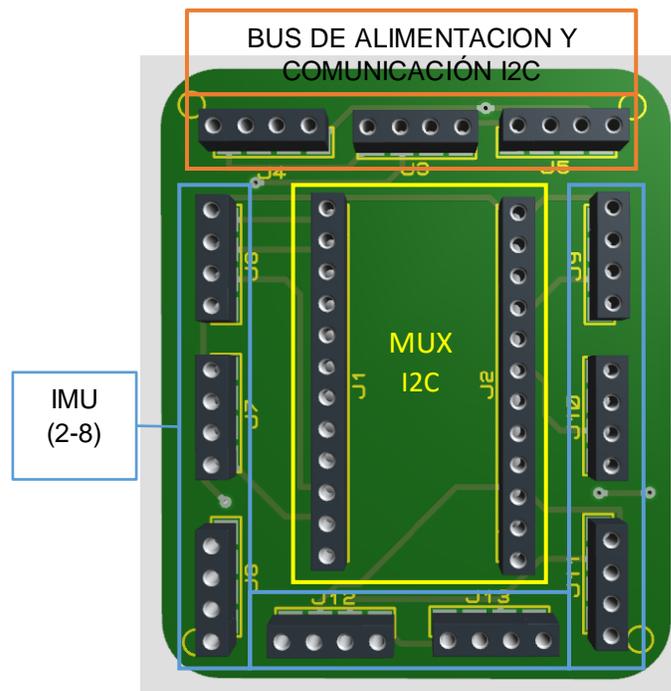


Figura 89 Diseño PCB del sistema de medición Inercial

4.4. Ubicación en el usuario

Una vez que se ha establecido la configuración del sistema y su interfaz de comunicación, se determina el posicionamiento de cada uno de los elementos del sistema de medición inercial en el usuario. Por lo tanto, la recolección de datos provenientes de los sensores inerciales se realiza en función de 9 articulaciones del robot en el simulador (Figura 90) y sus articulaciones correspondientes en el usuario, las cuales están relacionadas con la actividad eléctrica muscular del usuario (ver Tabla 3). Como se ha analizado en el apartado 2.3.1.4, la medición angular del movimiento de las articulaciones, se realiza orientando el sensor, de manera que sus ejes de movimiento coincidan con los ejes de los segmentos del cuerpo que se está analizando. En relación a los parámetros establecidos, la ubicación de los sensores en el usuario se realiza como muestra la Figura 91.

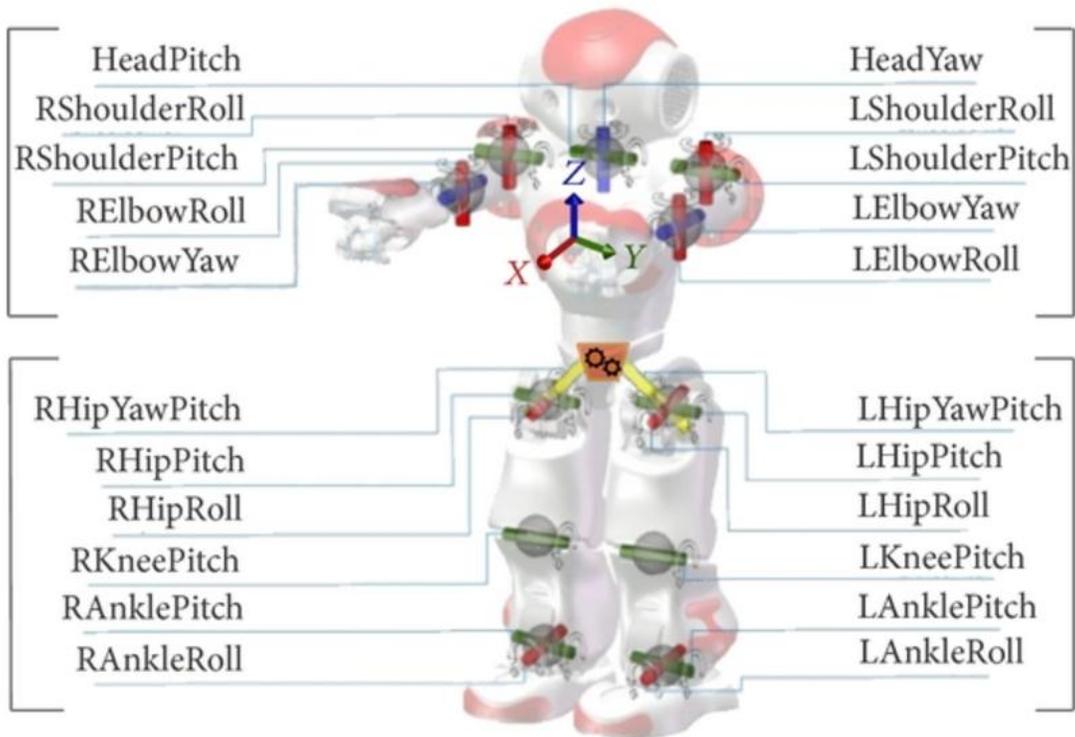


Figura 90 Articulaciones del robot NAO.
Fuente: (ALDEBARAN, 2014).

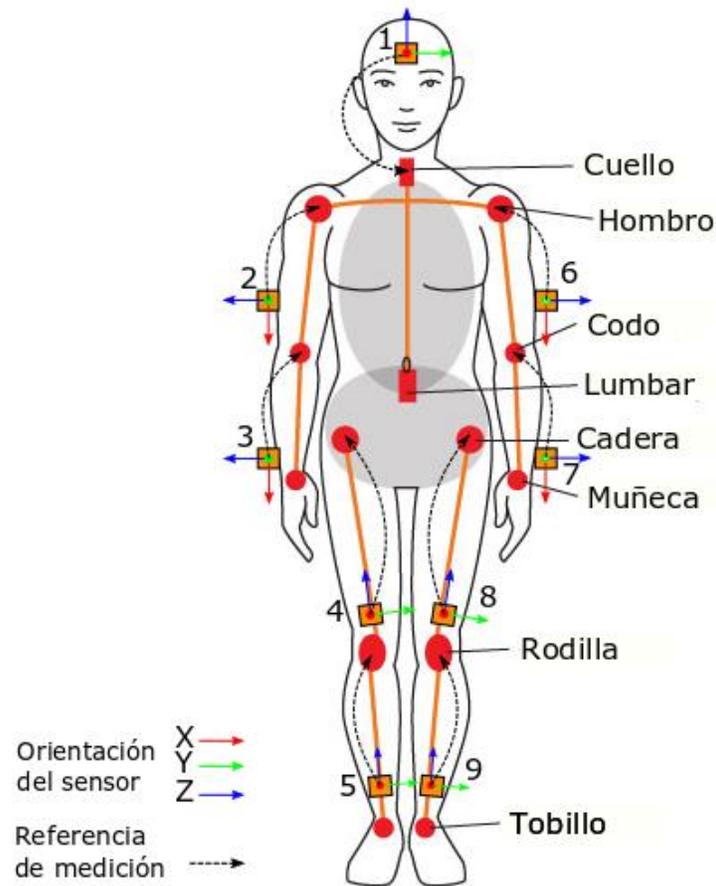


Figura 91 Ubicación de los sensores inerciales.

Modificado de: (Baldaivirtuves, 2018).

4.5. Configuración final del sistema (Hardware)

Como parte final del diseño del sistema de medición inercial, en este apartado se describe la integración del sistema de medición inercial, sus componentes de acuerdo con todos los aspectos analizados en este capítulo y su integración con el sistema de medición EMG dentro del sistema general (hardware). En la Figura 92, se muestra el diagrama de bloques del sistema integrado a los equipos del procesamiento digital y simulación. El funcionamiento de esta parte del sistema, se describe como: el procesamiento de los datos recolectados por cada uno de los sensores inerciales, en información correspondiente a la posición y el desplazamiento angular de las articulaciones

seleccionadas (Figura 91); la digitalización de las 18 señales provenientes de los sensores EMG (Figura 92) y la transmisión vía bluetooth de 49 variables correspondientes a cada sistema de medición (10 sensores inerciales X,Y,Z; 18 señales EMG y tiempo de muestreo).

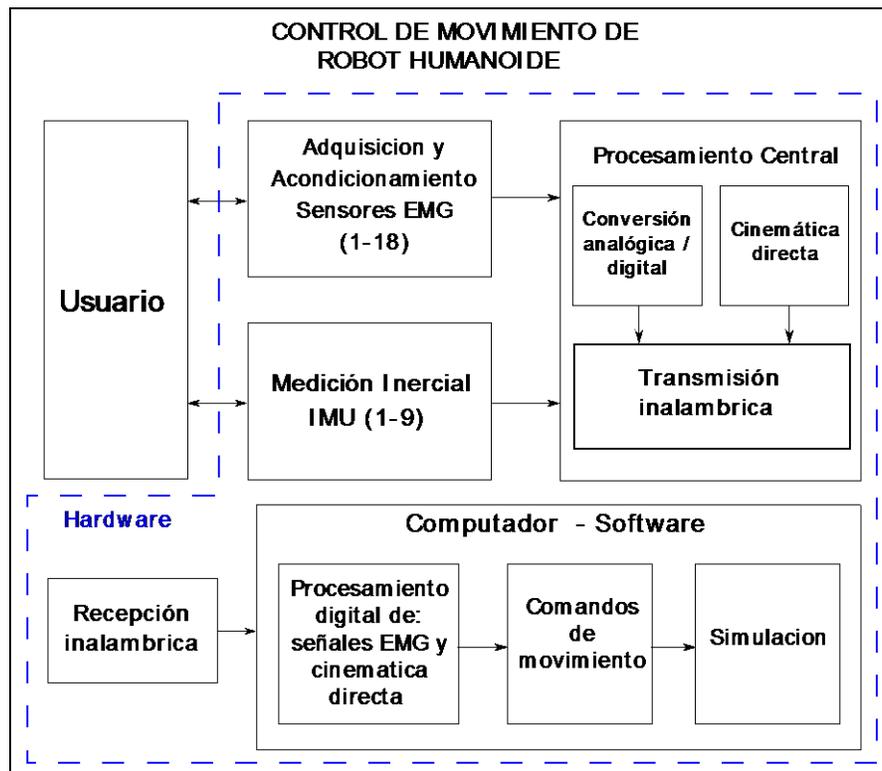


Figura 92 Diagrama de bloques del sistema general

4.5.1. Contenedores del hardware del sistema

Para cada elemento PCB del sistema se ha diseñado un contenedor que facilite su interacción con el usuario, por tal motivo el diseño de los contenedores se ajustan a las dimensiones de cada PCB, considerando: los diferentes conectores, ya sean de señales EMG o de comunicación UART e I2C; la facilidad de instalación mediante la división del contenedor en dos partes (caja y tapa) y cuatro perforaciones en su interior, obteniendo los siguientes modelos 3D aptos para una etapa de producción prototipo mediante impresión 3D (Figura 93, Figura 94 y Figura 95).

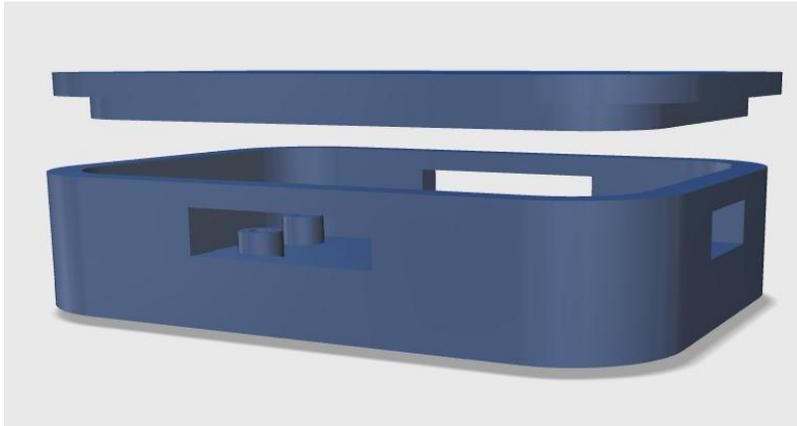


Figura 93 Contenedor del PCB: Sensor EMG. Anexo: 6.

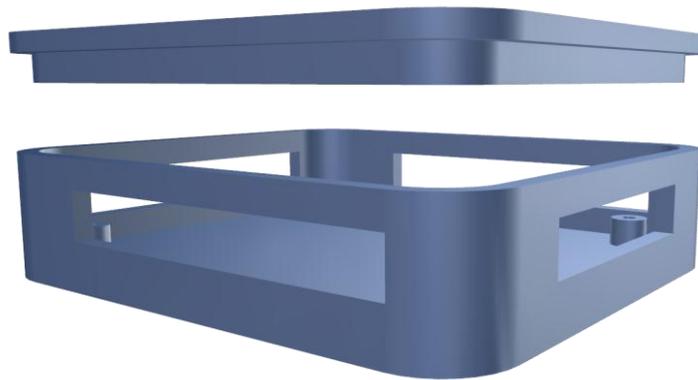


Figura 94 Contenedor del PCB: MUX I2C. Anexo: 7.



Figura 95 Contenedor del PCB:
Procesador Central. Anexo: 8.

Las vistas frontal, lateral y superior de cada contenedor se encuentran detallados en la sección Anexos 6, 7 y 8.

4.5.2. Montaje final del sistema

A partir de la descripción de todos los elementos del sistema realizada en este capítulo, a continuación, se establece el montaje del sistema de tal manera que se puedan recolectar las señales de cada uno de los sensores ubicados en el usuario. El montaje del sistema (Figura 96) se divide en dos partes: el procesador central, el multiplexor I2C y alimentación del sistema (baterías), ubicados sobre una faja lumbar; y los sensores EMG e Inerciales ubicados sobre segmentos elásticos individuales y conectados a los elementos centrales utilizando grupos de conductores. Esta configuración del montaje permite una gran movilidad del sistema y el usuario facilitando el desarrollo de pruebas en campo, sin la presencia de incomodidad o efectos adversos al usuario.

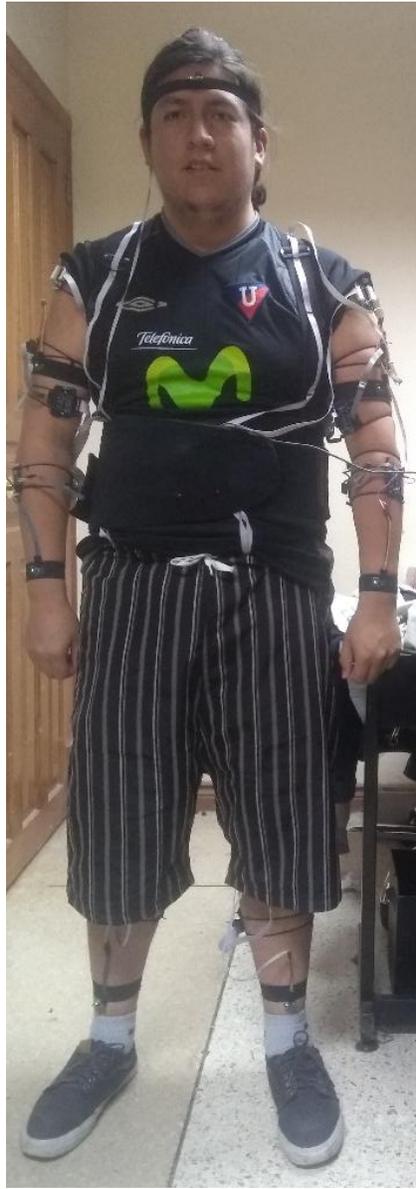


Figura 96 Montaje del sistema durante el periodo de pruebas.

CAPÍTULO V

5. PROCESAMIENTO DIGITAL DE LAS SEÑALES EMG Y UNIDADES DE MEDICIÓN INERCIAL.

En el presente capítulo se muestra el diseño e implementación de una parte de del software para el funcionamiento del sistema, correspondiente al procesamiento de señales EMG y la información generada por el sistema de medición inercial. En el procesamiento de señales, se realiza la recepción inalámbrica de las variables de medición EMG e Inercial, el filtrado digital de cada señal EMG, la extracción de parámetros temporales, y el acondicionamiento de mediciones inerciales; para su posterior incorporación para el envío de comandos de movimiento hacia el simulador. Debido a la facilidad de diseño e implementación de algoritmos complejos y la capacidad de comunicación con el entorno de simulación V-REP, el desarrollo de este capítulo se realiza en la herramienta de software Matlab, que además de los beneficios mencionados cuenta con soporte de comunicación serial y bluetooth, ideal para la recepción de la información generada por el hardware del sistema y su integración al sistema de software principal.

En la Figura 97 y se muestra respectivamente el diagrama de bloques de una sección del software del sistema principal (Figura 92), correspondiente al procesamiento digital de señales y el diagrama de flujo del sistema principal.

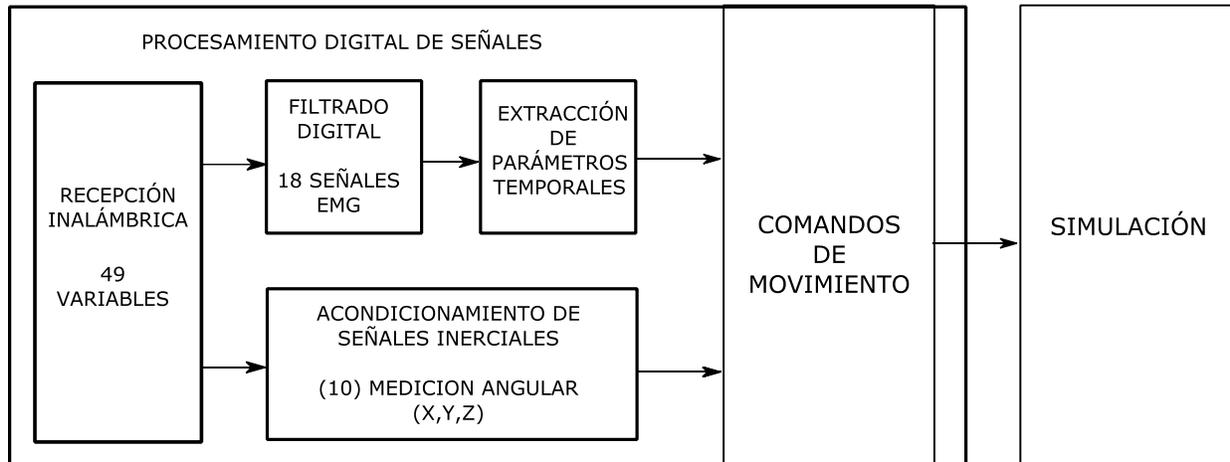


Figura 97 Diagrama de bloques del procesamiento digital de señales.

5.1. Recepción Inalámbrica

Una vez que el sistema de procesamiento central, ha transmitido la trama de datos con las 49 variables establecidas, el siguiente paso es la recepción de estas variables mediante una interfaz bluetooth desarrollada en Matlab, como se muestra en el algoritmo del anexo 5. El desarrollo de la recepción comienza con la configuración de la interfaz serial definida como un objeto asociado al receptor bluetooth del computador, el cual requiere la configuración de varios parámetros como: el identificador del receptor, el caracter de terminación de la trama, entre otros; y la apertura del puerto serial configurado. En la Figura 98, se muestran los comandos de Matlab necesarios para establecer la comunicación bluetooth con el procesador central.

```

delete(instrfind({''},{'HC-05'}));
bth = Bluetooth('HC-05', 1);
bth.Terminator='CR/LF';
bth.InputBufferSize=10000000;
warning('off','MATLAB:serial:fscanf:unsuccessfulRead');
  
```

Figura 98 Comandos de comunicación serial Matlab - V-REP.

A partir de la comunicación serial establecida con el procesador central, a continuación, se realiza la lectura, clasificación y el registro de las variables recibidas a cada sistema de medición en función del tiempo de procesamiento del sistema central. La lectura de variables se realiza de

sistema. En función de este objetivo y de las características fundamentales de las señales EMG, en la Tabla 18 se definen los parámetros de diseño para los sistemas de filtrado.

Tabla 18

Parámetros de diseño del filtro digital.

Parámetro	Valor
Método de Diseño	IIR
Tipo de filtro	Pasa banda
Orden del Filtro	10
Frecuencia de muestreo	30 Hz
Banda de paso	10-15 Hz

A pesar de que la respuesta en frecuencia de las señales EMG, analizada en el capítulo II, la cual se ubica en un rango de 20 a 500 Hz; y de acuerdo al tiempo de procesamiento registrado en la etapa anterior, establecido en un valor de 33ms, no es posible implementar un filtro digital en ese rango de frecuencia; no obstante, en el procesamiento digital de las señales EMG registradas, no resulta necesaria una frecuencia de muestreo mayor a 1kHz (Chen, Zhang, Zhang, Fang, & Liu, 2017). Esto se debe al hecho de que la información deseada de las señales procesadas, corresponde a parámetros exclusivamente temporales descritos en el siguiente apartado, cuya información se obtiene a partir de la amplitud de una señal envolvente; además, como se muestra más adelante el resultado del procesamiento digital presenta una alteración mínima en la información obtenida, con respecto a un procesamiento digital realizado con una frecuencia de muestreo mayor a 1kHz. Por lo tanto, el filtrado digital de las señales EMG, se realiza dentro de un nuevo rango de frecuencia, definiendo un filtro pasa banda con frecuencias de corte establecidas en 10 y 15 Hz, las cuales corresponden a las diferentes fuentes de ruido, de baja y alta frecuencia.

El diseño del filtro se realiza mediante la herramienta FDA Tool de Matlab, donde se ingresan los parámetros del filtro definidos en la Tabla 18. A partir de los parámetros de diseño, el filtro digital presenta una respuesta en frecuencia mostrada en la Figura 100; además de la función de

transferencia construida con los coeficientes calculados por la herramienta FDA y que se muestra en la ecuación 22.

$$H(z) = \frac{0.0102 z^{10} - 0.05098 z^8 + 0.102 z^6 - 0.102 z^4 + 0.05098 z^2 - 0.0102}{z^{10} + 6.587 z^9 + 19.53 z^8 + 34.61 z^7 + 40.96 z^6 + 34.01 z^5 + 20.07 z^4 + 8.29 z^3 + 2.294 z^2 + 0.3846 z + 0.02932} \quad (22)$$

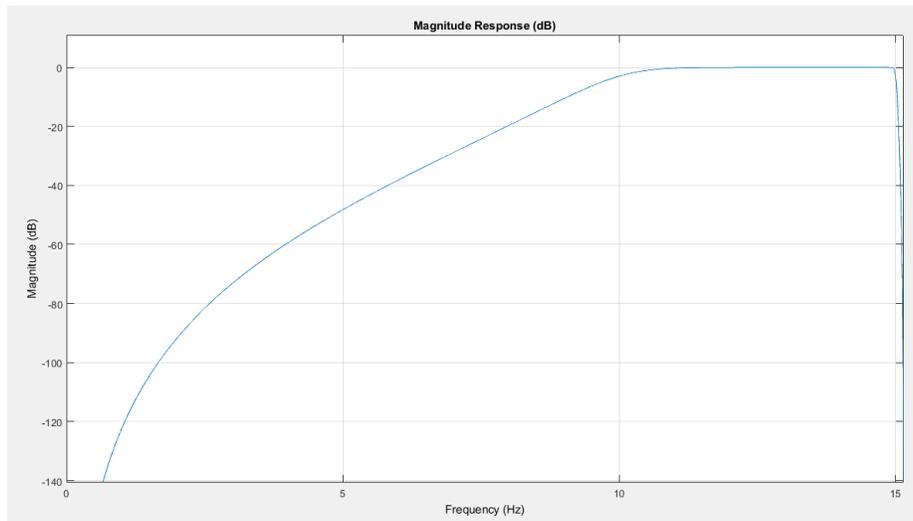


Figura 100 Respuesta en frecuencia del filtro diseñado.

Una vez diseñado el filtro, se aplica a todas las señales EMG registradas en la matriz correspondiente, con la finalidad de minimizar cualquier componente de frecuencia fuera del rango establecido (ver Tabla 18), obteniendo una señal con la información relevante para su posterior procesamiento. La aplicación del filtro se realiza por medio de la ecuación a diferencias mostrada en la Figura 101.

```

function [y X_1] = filtroEMG(auxb,auxa,x,x_1,y_1)

x1 = [x_1 x]; %Unión del valor actual de la señal a
filtrar x[k] con sus respectivos retardos x_1 =
[x[k-1] ..... x[k-n]], para un filtro de orden 10
x_1 es un vector de 1x10.

y=y_1; % Retardos de la señal filtrada y[k-
1]....y[k-n]

% Es necesario invertir el orden de los coeficientes
del filtro tanto en el numerador como para el
denominador para el numerador que ingresa como:
% num = [b0 ....bn] se transforma en auxb = [bn
.... b0] y lo mismo para el denominador. Esta
operación se puede realizar fuera de esta función
para que ingresen directamente los vectores
invertidos.
% for k=1:length(num)
%     auxb(k) = kb(length(num)+1-k);
%     auxa(k) = ka(length(den)+1-k);
% end

%Construcción de la ecuación a diferencias, como
resultado se obtiene un vector [y[k] y[k-1] . . .
y[k-n]] de la señal filtrada y sus valores
anteriores; y un vector de estados anteriores para
la señal entrante X_1 = [x[k] ..... x[k-n]]

    y = [y (x1*auxb'-(y_1*auxa(1:end-1)'))];
    X_1=x1(:,2:end);
end

```

Figura 101 Implementación del filtro digital diseñado

5.3. Extracción de parámetros de las señales EMG

Con el filtrado digital de las señales EMG, se reduce al mínimo la incidencia del ruido en las señales registradas, condición necesaria en la extracción de los parámetros temporales necesarios para el desarrollo de comandos de movimiento. La extracción de parámetros hace referencia al procesamiento de las señales EMG con el objetivo de separar la información deseada de la señal. Como ya se analizó en el capítulo II, la señal EMG presenta un comportamiento temporal aleatorio, limitando el estudio de los parámetros representativos a: periodo de activación, periodo de reposo

y amplitud envolvente de la señal, es por este hecho, que la extracción de parámetros se reduce al cálculo del valor RMS y DP Ratio de las señales filtradas, aplicando los algoritmos correspondientes mostrados en la Tabla 19.

Dichos algoritmos requieren de una implementación móvil, es decir, procesan un conjunto finito de datos (ventana) de cada señal EMG filtrada, esta ventana se desplaza en conformidad con la generación de un nuevo vector de señales filtradas.

Tabla 19

Algoritmos de extracción de características de la señal EMG.

Nombre	Ecuación matemática
Raíz media cuadrática	$RMS = \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^n x_k^2}{n}}$
DP Ratio	$PSD = \frac{ X(\omega) ^2}{N}$ $MPSD = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m PSD(i)$ $DPR = \frac{\max(MPSD)}{\min(MPSD)}$

Con el cálculo del valor RMS, se obtiene una señal envolvente a la señal EMG, la cual se ve directamente afectada por el nivel de ruido en la señal, específicamente varía el nivel de línea base de la señal RMS, cuyo valor es utilizado en el desarrollo de los comandos de movimiento en el siguiente capítulo, Por este motivo se hace énfasis en la necesidad de un filtrado de las señales EMG, previo al cálculo de estas características; tomando en cuenta que, el rango de frecuencia del filtro digital implementado, elimina el nivel de offset, y los movimientos del sensor, sin afectar el cálculo de los parámetros temporales.

En base al análisis realizado en el capítulo II, el estudio y aplicación de las señales EMG en el dominio del tiempo, se ve limitado a una cantidad reducida de parámetros, no obstante, el cálculo

del valor RMS, facilita la extracción de estos parámetros temporales de la señal y su posterior incorporación a los comandos de movimiento. Además del análisis temporal de la señal EMG, en el dominio de la frecuencia, se calcula la relación de densidad media de potencia máxima y mínima (DPR). La densidad media de potencia se obtiene mediante el promediado de una ventana de 26Hz de la densidad espectral de la señal EMG. En la Figura 102 y Figura 103, se muestra respectivamente la implementación de los algoritmos para el cálculo RMS y DPR de todas las señales EMG a la vez.

```
function y = movil(X)
[n m] = size(X);
for j=1:n
    y(j) = sqrt((X(j,:) * X(j,:))' / m);
end
end
```

Figura 102 Implementación en Matlab del algoritmo para el cálculo móvil de valor RMS.

```
function DPR = dpratio(X)
PSD = (abs(fft(X',64)) / 64.^2)';
MPSD(1:18,1) = PSD(:,1);
for d=2:length(PSD)
    MPSD(:,d) = (PSD(:,d) + PSD(:,d-1)) / 2;
end
DPR = (max(MPSD') ./ min(MPSD'))';
end
```

Figura 103 Implementación en Matlab del algoritmo para el cálculo móvil del DPR.

5.4. Procesamiento de las señales de medición inercial

Como etapa final del procesamiento digital de señales, se realiza el acondicionamiento de las mediciones inerciales, registradas en forma de ángulos correspondientes a las rotaciones de las articulaciones definidas. El proceso comienza con el cálculo de la pendiente de una desviación

existente en el valor de rotación YAW. Al igual que en la etapa anterior el cálculo se realiza de forma móvil obteniendo un valor de pendiente aproximado, el cual se extrae de la señal original eliminando la tendencia generada en el procesamiento central de las mediciones inerciales. En la Figura 104, se muestra la implementación de este algoritmo como una función del sistema principal.

```
function pendiente = mmovil(YAW,ventana)
pendiente(1:10,1) = (YAW(:,end) - YAW(:,1)) / ventana;
end
```

Figura 104 Implementación en Matlab del algoritmo para el cálculo móvil de la pendiente de 10 señales angulares.

CAPÍTULO VI

6. CONTROL Y SIMULACIÓN DEL ROBOT HUMANOIDE

6.1. Introducción

Este capítulo muestra la implementación del algoritmo de control de movimiento del robot humanoide, mediante el desarrollo de comandos de movimiento desarrollados a partir de los parámetros calculados en el capítulo anterior. Los comandos de movimiento se envían al entorno de simulación donde se realiza un control de posición angular en las articulaciones del robot humanoide de tal manera que se reproduzca el movimiento realizado por el usuario.

Como entorno de simulación se utiliza la plataforma V-REP. La cual permite la configuración y simulación de sistemas robóticos simples y avanzados, utilizando una gran variedad de modelos previamente implementados como; robots móviles, manipuladores industriales, zoomórficos, cooperativos y humanoides; además de varios motores de simulación física y dinámica; y el control de la cinemática directa e inversa para los diferentes elementos de la simulación. V-REP ofrece varias opciones para el control del entorno de simulación y sus elementos como: Scripts desarrollados en el lenguaje nativo de la plataforma (LUA) y lenguaje C; una interfaz de comunicación con sistemas operativos robóticos (ROS) o mediante 6 tipos de interfaz externa de programación de aplicaciones API, desarrolladas para los lenguajes de programación: M (Matlab), C, Python, Octave, Lua y Java.

6.2. Comandos de movimiento para el robot en el simulador

Con el objetivo de controlar el movimiento del robot humanoide dentro del simulador, en este apartado se desarrollan los comandos de movimiento y fuerza de activación muscular adecuados al modelo del robot NAO contenido en la biblioteca del simulador. El término “fuerza de activación” dentro del sistema de control hace referencia a la amplitud calculada mediante el valor RMS de las señales filtradas, la cual es directamente proporcional a la fuerza desarrollada en el músculo durante un evento de activación. La generación de los comandos de movimiento se realiza mediante la interfaz de programación externa para Matlab, la cual contiene varias funciones de control para el movimiento de articulaciones en la simulación.

Estas funciones permiten controlar específicamente, el movimiento del robot, enviando valores de referencia al simulador, donde se encuentra implementado de forma individual el control PID de posición y velocidad de cada articulación, especificando ciertos parámetros de funcionamiento dinámico de los actuadores (motores eléctricos) de las articulaciones del robot, como: velocidad de referencia del motor, torque máximo entregado por el motor, límite superior de velocidad angular del motor, constantes del controlador PID.

A pesar de la especificación del torque máximo entregado por los actuadores en las articulaciones, el entorno de simulación no consta de funciones para el control de la fuerza – torque; por lo tanto, el control de movimiento se realiza únicamente para la posición angular de las articulaciones del robot.

Como condición inicial para el control de movimiento del robot en el simulador, se debe verificar la selección de la opción Control Loop Enabled, en la ventana de propiedades dinámicas de cada articulación, (Figura 105).

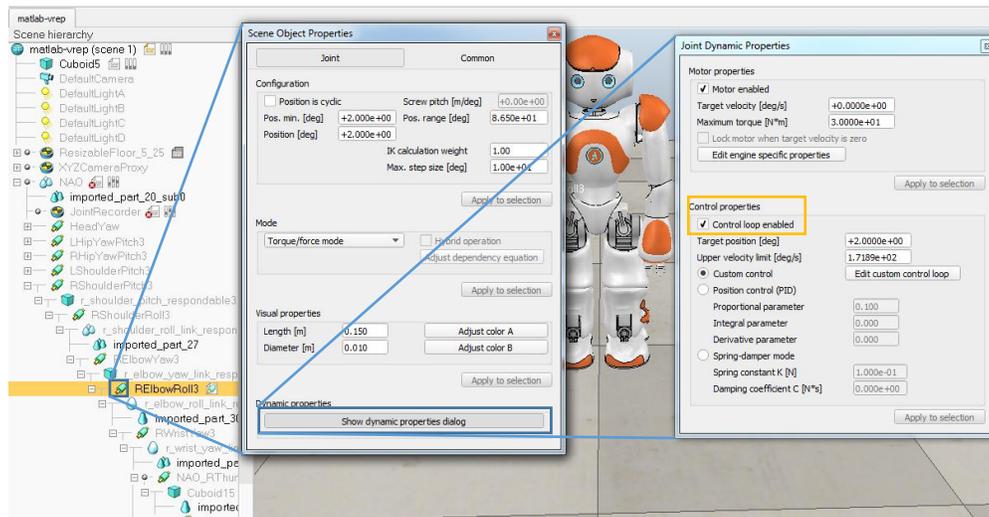


Figura 105 Parámetros de configuración del control de posición de las articulaciones en V-REP.

A partir de estas funciones y parámetros, se desarrollan los comandos de movimiento; de tal manera que el envío del valor de referencia se condiciona al resultado del procesamiento de los valores RMS de las señales EMG filtradas. Si el valor RMS de la señal EMG filtrada supera el valor umbral, inmediatamente se envía al simulador el valor de posición angular de la articulación correspondiente, caso contrario no se realiza ninguna acción. Debido a la simplicidad en la clasificación de los valores obtenidos, no se vio necesario el uso de un algoritmo de clasificación basado en aprendizaje de máquina. En la generación de comandos de movimiento del sistema, se utiliza directamente el resultado de la comparación de señales para enviar la posición de referencia de las articulaciones del robot en el simulador, (Figura 106).

```
Sf(:,k+ventana-1)=y(:,end);
Srms(:,k) = movil(Sf(:,k:k+ventana-1));
DPR(1:18,k) = dpratio(Sf);
activacion(1:18,k) = (Srms(:,k) > Umbral);

if(activacion(10))
[returnCode] = vrep.simxSetJointTargetPosition(clientID,Handles(22),-RPY(2,3),vrep.simx_opmode_oneshot);
[returnCode] = vrep.simxSetJointTargetPosition(clientID,Handles(23),RPY(3,3),vrep.simx_opmode_oneshot);
end
```

Figura 106 Extracto de la implementación en Matlab de los comandos de movimiento desarrollados.

6.3. Simulación

Como parte final del proceso, se realiza la simulación del movimiento del robot humanoide en V-REP. En el desarrollo de la simulación se utiliza el modelo de un robot NAO, disponible en la biblioteca del sistema; el cual consta de todos los elementos de movimiento del robot real adecuados al entorno de simulación. Como parte inicial de la simulación, se configuran los parámetros de comunicación entre VREP y Matlab mostrados en la Figura 107 y Figura 108.

```

%% Variables de la comunicacion con V-REP
% En esta seccion se definen los elementos necesarios para la comunicacion
% con V-REP a travez de una API remota. Para conseguirlo es necesario crear
% un objeto de comunicacion externa "vrep=remApi('remoteApi');", finalizar
% cualquier comunicacion existente "vrep.simxFinish(-1);" e iniciar la
% comunicacion obteniendo la indentificacion del cliente de comunicacion
% "clientID=vrep.simxStart('127.0.0.1',19999,true,true,5000,5);".

vrep = remApi('remoteApi');
vrep.simxFinish(-1);
clientID=vrep.simxStart('127.0.0.1',19999,true,true,5000,5);

```

Figura 107 Comandos para la configuración de comunicación entre Matlab y V-REP.

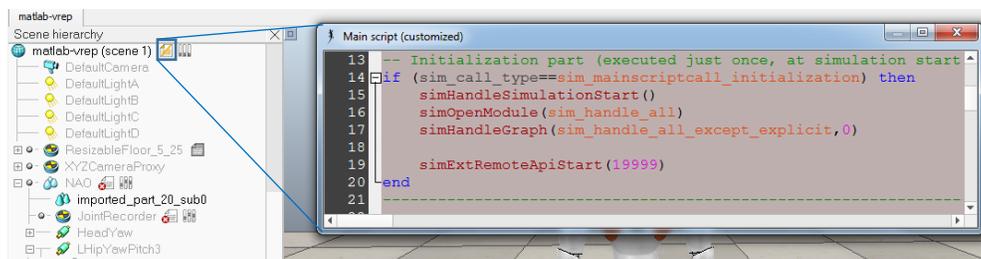


Figura 108 Configuración para la comunicación V-REP - Matlab

Una vez establecida la comunicación, a continuación, incorporan en Matlab los identificadores de las articulaciones de interés utilizando una función específica de la API utilizada (ver Figura 109); función la cual permite la lectura de los identificadores mencionados, necesarios para la implementación de los comandos de movimiento descritos en el apartado anterior.

```
[returnCode, HeadYaw] = vrep.simxGetObjectHandle(clientID, 'HeadYaw', vrep.simx_opmode_blocking);  
[returnCode, HeadPitch] = vrep.simxGetObjectHandle(clientID, 'HeadPitch', vrep.simx_opmode_blocking);
```

Figura 109 Extracto del código para la lectura de identificadores de las articulaciones del robot humanoide.

Como parte final de la simulación, se ejecuta el algoritmo principal del sistema en Matlab donde se envían los comandos de movimiento desarrollados hacia el entorno de simulación en VREP, donde se muestra al robot NAO replicando el movimiento realizado por el usuario (Figura 110).

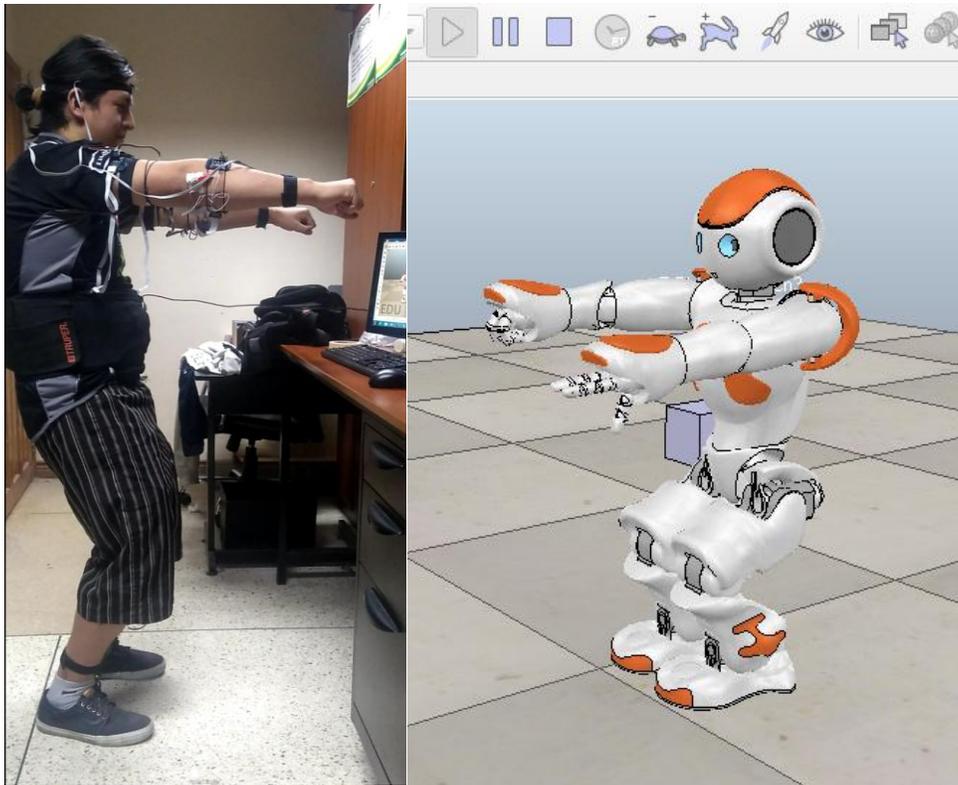


Figura 110 Simulación de movimientos del robot NAO en V-REP.

CAPÍTULO VII

7. PRUEBAS Y RESULTADOS

7.1. Descripción de las pruebas

A partir del montaje del hardware del sistema se realizan varias pruebas individuales de cada sensor EMG, su correspondiente medición inercial y la simulación del movimiento. Una vez realizada esta evaluación individual, a continuación, se desarrollan pruebas en tiempo real de funcionamiento total del sistema, con el objetivo de analizar su comportamiento durante la ejecución de diferentes ejercicios físicos (movimientos articulares).

En función del desarrollo de las pruebas de funcionamiento, se establece un conjunto de instrucciones adecuadas al registro de señales y el funcionamiento del sistema. Las instrucciones mencionadas definen: el posicionamiento respectivo de sensores EMG e inerciales sobre los músculos y articulaciones especificadas; el método para realizar las pruebas de funcionamiento; los ejercicios a realizar (movimientos) y el tiempo de ejecución. Las pruebas de funcionamiento son realizadas por el autor del proyecto en el laboratorio de Instrumentación Biomédica de la Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE.

En relación al segmento del sistema correspondiente al tratamiento de señales EMG, se realiza el cálculo del valor cuadrático medio (RMS) y la relación máxima –mínima de la densidad espectral de potencia (DPR), de las 18 señales registradas, obteniendo: envolventes de la señal original, como una medida de la energía de las señales y la extracción del periodo de activación muscular, durante la ejecución de los movimientos especificados.

En cuanto a las mediciones realizadas por los 9 sensores inerciales, el sistema de medición correspondiente, registra y procesa la velocidad angular y aceleración en los ejes X, Y y Z,

obteniendo la posición angular de las siguientes articulaciones: cuello, hombros, codos, cadera y rodillas. A partir de la posición angular calculada y del periodo de activación, se generan los comandos de movimiento para el robot NAO en el ambiente de simulación.

7.2. Protocolo de medición de señales EMG e Inerciales

La medición de señales generadas por los diferentes sensores del sistema, se realiza de acuerdo a un protocolo, permitiendo el registro estandarizado de todas las señales del sistema y de esta manera evitar mediciones erróneas o afecciones en dichas señales. Dentro de este protocolo se define: el posicionamiento de los sensores EMG e inerciales en los músculos y articulaciones establecidas en el capítulo II; los ejercicios físicos (movimientos articulares) a realizar; consideraciones del usuario previo a la ejecución de las pruebas de funcionamiento y la duración de cada ejercicio.

7.2.1. Posicionamiento de sensores

El posicionamiento de los sensores del sistema, se divide en dos partes: la primera ubica los sensores de medición EMG sobre los músculos superficiales relacionados con el movimiento articular de las extremidades del cuerpo; y la segunda ubica los sensores inerciales en el extremo distal de las articulaciones correspondientes a los ejercicios físicos a realizar; cada sensor se fija al usuario mediante segmentos elásticos.

El sistema de medición EMG consta de 18 sensores en total, dispuestos de la siguiente manera: un sensor en cada músculo deltoides acromial del hombro; dos sensores en cada brazo y antebrazo, cubriendo los músculos bíceps braquial, tríceps braquial, flexor lunar del carpo y extensor de antebrazo; dos sensores en el segmento superior de las piernas, correspondientes a los músculos: bíceps femoral y vasto lateral; dos sensores en el segmento inferior de la pierna, correspondientes

a los músculos: tibial anterior y sóleo. En la Figura 15, se muestra de general, la ubicación de los sensores sobre cada músculo descrito, en relación al apartado 2.3.3 y siguiendo los lineamientos establecidos por SENIAM.

Con respecto al sistema de medición inercial, este consta de 9 sensores localizados en referencia a las siguientes articulaciones del cuerpo: cuello, hombros, codos, cadera y rodillas. Específicamente: el sensor de referencia al cuello se ubica en la frente del usuario; los sensores correspondientes a los hombros, se ubican sobre los brazos; los sensores correspondientes a los codos, se ubican en las muñecas; respecto a la cadera, los sensores se ubican sobre las rodillas y en relación a las rodillas, los sensores se ubican sobre los tobillos; en relación al apartado 4.4, la Figura 91, muestra de forma separada al ubicación de los sensores inerciales en referencia a las articulaciones del usuario.

7.2.2. Rutina de ejercicios (movimiento articulares)

Con el objetivo de evaluar el funcionamiento total del sistema a continuación se describe una rutina de ejercicios (movimientos articulares) a realizar por el usuario, de tal manera que el robot reproduzca el movimiento realizado, dentro del ambiente de simulación. A continuación, se describen los ejercicios (movimientos articulares) a realizar, en función de las articulaciones relacionadas.

7.2.2.1. Cuello

En función de la simulación del movimiento del cuello en el robot, se establecen los movimientos: flexión, extensión y rotación del cuello realizadas por el usuario. En estos movimientos no se toma en cuenta la actividad eléctrica de los músculos relacionados, por lo tanto los movimientos se realizan como se muestra en la Figura 111.

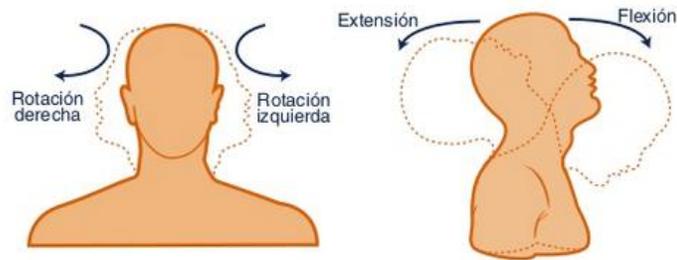


Figura 111 Flexión y Extensión del cuello.

Fuente: (IES Andrés Bello, 2018).

7.2.2.2. Hombros

Con respecto a las articulaciones de los hombros, se plantea la reproducción de los movimientos: flexión y extensión, tanto vertical como horizontal, los cuales son realizados por el usuario, en conjunto con la activación del músculo deltoides acromial en cada hombro. En las Figura 112 y Figura 113, se muestra la ejecución de los movimientos mencionados.

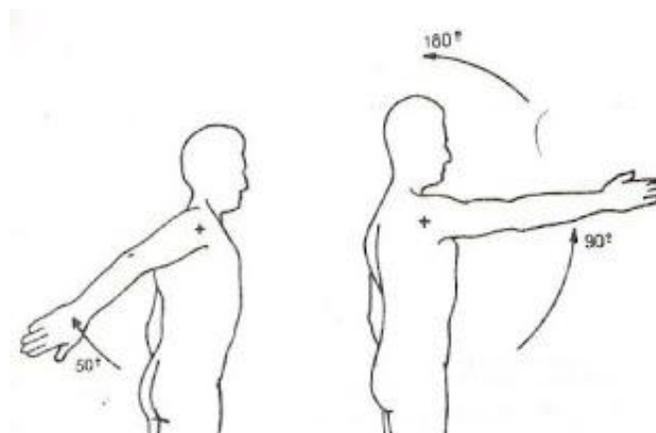


Figura 112 Flexión y extensión vertical del hombro.

Fuente: (Avila, Tapia, & Tirado, 2011).

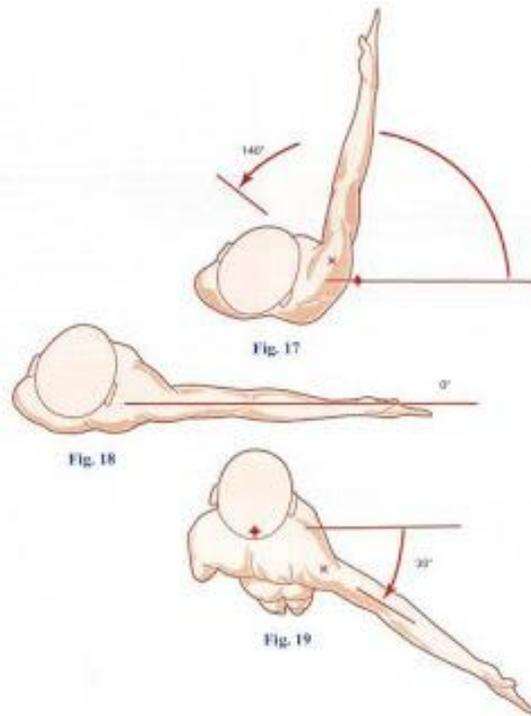


Figura 113 Flexión y extensión horizontal del hombro.

Fuente: (Avila, Tapia, & Tirado, 2011).

7.2.2.3. Codos

En relación a la articulación del codo, se determinan los movimientos: flexión y extensión, a realizar por el usuario; además de la correspondiente activación de los músculos: bíceps y tríceps braquial. En la Figura 114, se muestra la ejecución de los movimientos mencionados.

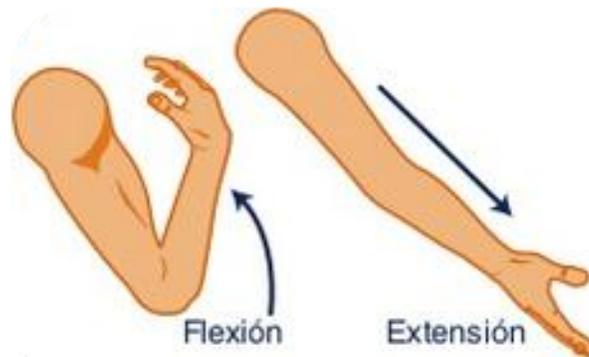


Figura 114 Flexión y extensión del codo.

Fuente: (IES Andrés Bello, 2018).

7.2.2.4. Cadera, rodillas y tobillos

Con respecto a las articulaciones de: la cadera, rodillas y tobillos, se establece el ejercicio de sentadillas desarrollando los movimientos articulares de flexión y extensión. Cabe mencionar que los movimientos son realizados por ambas extremidades inferiores; y en este caso específico la relación del movimiento articular con la activación muscular correspondiente, se establece como: flexión y extensión de la cadera, sin tomar en cuenta la activación muscular; flexión y extensión de las rodillas en conjunto con la actividad eléctrica de los músculos: vasto lateral y bíceps femoral; flexión plantar y dorsal de los tobillos considerando únicamente la actividad eléctrica de los músculos: tibial anterior y sóleo. En la Figura 115, se muestra la ejecución de los movimientos mencionados.

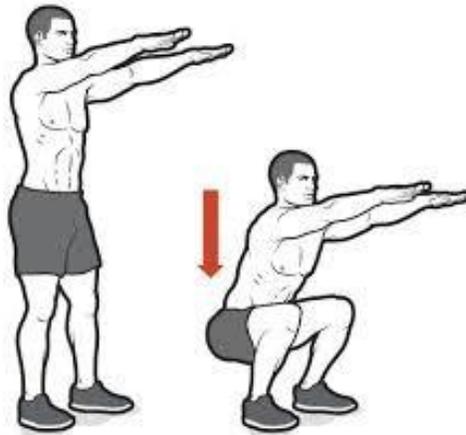


Figura 115 Ejecución de sentadillas.

Fuente: (Alarcón, 2018).

7.2.3. Preparación de usuario

Una vez definida la ubicación de cada uno de los sensores para su interacción con el usuario, se plantea una serie de aspectos que se deben considerar previo a la adquisición de señales:

- Para una interacción adecuada con el hardware del sistema, el usuario debe usar ropa que facilite la ejecución de los ejercicios (movimientos) descritos (camiseta y pantaloneta) y retirarse cualquier objeto de metal que esté usando.
- Describir el método y el orden de ejecución de los ejercicios al usuario.
- En caso de que el usuario presente vello en el lugar donde se ubican los sensores EMG, se debe afeitar la superficie mencionada, en función del cuidado de la piel.
- Limpiar la piel con alcohol y permitir que el alcohol se evapore de manera que la piel se seque antes de colocar los electrodos.
- Para ubicar los electrodos en los lugares establecidos, usar segmentos de adhesivo quirúrgico, además de la regulación de los segmentos elásticos propios de cada sensor.
- Verificar la movilidad del usuario y las conexiones de cada uno de los sensores hacia el sistema central y el computador.
- El usuario debe ubicarse en posición vertical (parada), como posición inicial de la serie de ejercicios (movimientos articulares),
- Evitar las distracciones durante la ejecución de cada ejercicio (movimiento).

7.2.4. Pruebas generales del sistema

Tomando en cuenta los aspectos descritos anteriormente; la explicación previa de cada uno de los ejercicios (movimientos articulares) al usuario y el acondicionamiento de la piel; a continuación, se describen los pasos para la ejecución de las pruebas generales del sistema.

1. Asegurar los sistemas de procesamiento central, en el usuario mediante el ajuste de las correas elásticas de la faja lumbar que contiene los sistemas mencionados.

2. Fijar los sensores EMG sobre los músculos especificados, utilizando los segmentos elásticos de cada sensor, además, adhesivo quirúrgico de ser necesario.
3. Ubicar los sensores inerciales en los lugares especificados, regulando los segmentos de tela elástica en cada sensor.
4. Verificar el registro adecuado de señales, mediante, la evaluación individual de amplitud y rango de movimiento en cada sensor.
5. Antes de cada intervalo de movimiento, ejecutar la calibración de los sensores del sistema, tomando 500 muestras de todas las señales, con una duración de 16 segundos aproximadamente
6. En el primer intervalo de 15 segundos, se realiza la flexión y extensión del cuello, regresando a la posición inicial después de cada movimiento. Descansar 15 segundos.
7. En el segundo intervalo de 15 segundos, realizar la rotación derecha e izquierda del cuello, regresando a la posición inicial. Descansar 15 segundos.
8. Durante el tercer intervalo de 15 segundos, realizar la flexión y extensión, tanto horizontal como vertical de los hombros, regresando a su posición inicial después de todos los movimientos. Descansar 15 segundos.
9. En el cuarto intervalo de 15 segundos, se realiza la flexión y extensión de los codos; y el puño y apertura de la mano, regresando a su posición inicial, después de ejecutar ambos movimientos. Descansar 15 segundos.
10. En el intervalo final de 15 segundos, se realiza el ejercicio de sentadilla, desarrollando los movimientos de flexión y extensión en la cadera, rodillas y tobillos, regresando a su posición inicial, después de ejecutar ambos movimientos. Descansar 15 segundos.
11. Retirar todos los elementos del sistema colocados sobre el usuario.

7.3. Resultados

Una vez realizadas las pruebas generales de funcionamiento, es necesario analizar los resultados obtenidos, acerca del comportamiento del sistema, en la extensión de todas sus etapas y durante la ejecución de los ejercicios establecidos. De esta manera el funcionamiento del sistema se divide en: el registro de señales en bruto de los sistemas de medición EMG e inercial; el filtrado de las señales EMG; la extracción del valor RMS de las señales filtradas; el cálculo del periodo de activación muscular; la corrección de señales angulares; y la réplica de movimientos del usuario, realizada por el robot NAO dentro del ambiente de simulación V-REP.

7.3.1. Registro de señales EMG e inerciales

En el registro de señales de medición EMG e inercial, se obtienen 18 señales EMG en bruto, las cuales presentan un nivel de ruido considerable, así como efectos del movimiento realizado. En la Figura 116, se presenta un ejemplo de las señales EMG registradas durante la ejecución de los ejercicios descritos anteriormente, en este ejemplo cada señal muestra la actividad eléctrica muscular correspondiente al realizar la flexión de los hombros, dentro de un intervalo de 500 muestras correspondientes a un tiempo aproximado de 15 segundos.

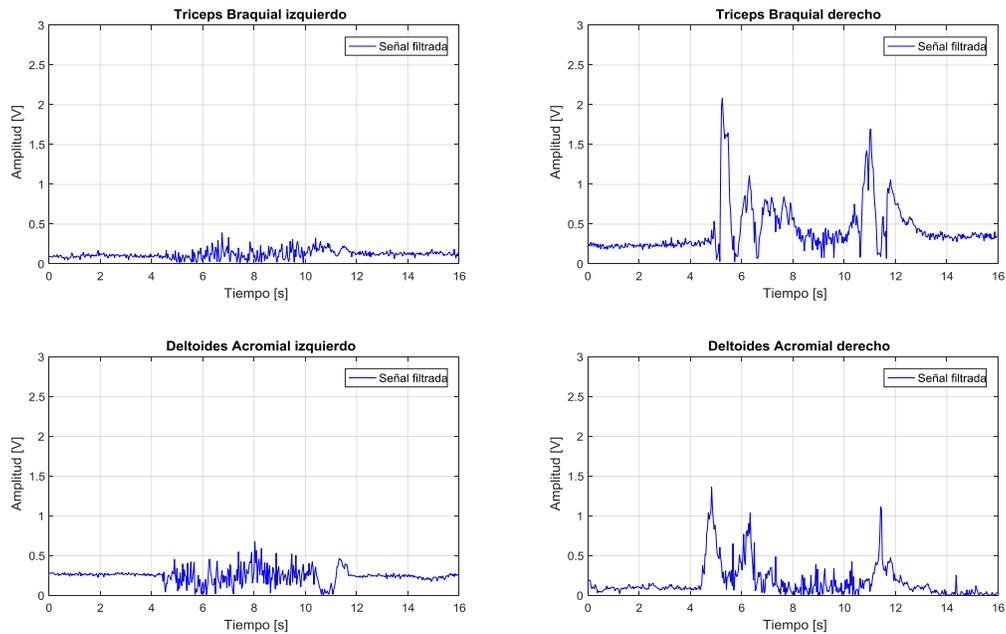


Figura 116 Señales EMG registradas y sin procesar, de los músculos superiores.

De forma específica, las señales mostradas en la figura anterior, presentan ciertas un cierto nivel de offset, ruido y deformación de amplitud en las señales registradas, generado en las etapas de amplificación y rectificación del sistema, además del movimiento de los sensores correspondiente a la ejecución de los movimientos establecidos.

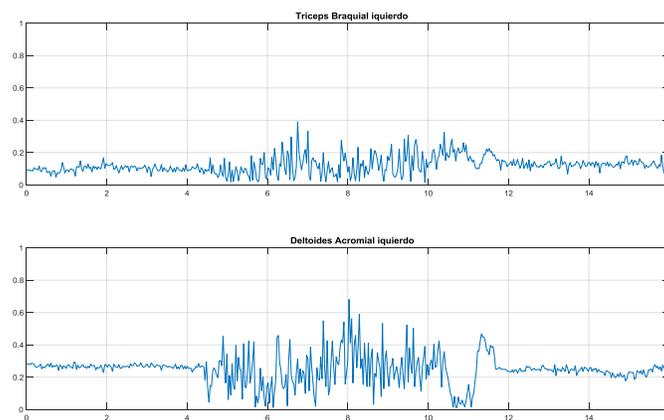


Figura 117 Defectos en la señal EMG registrada.

En función de un análisis más detallado de las señales registradas, en la Figura 117, se extrae una sección del conjunto mostrado en Figura 116. El extracto muestra un acercamiento de las

señales registradas correspondientes a la activación muscular durante la flexión del hombro izquierdo. Como se mencionó en el capítulo IV, el tiempo de muestreo seleccionado es inconsistente con el teorema de Nyquist, lo cual se puede observar en ambas gráficas, donde el intervalo de registro de cada señal consiste en 500 muestras en un tiempo aproximado de 16 segundos; no obstante, el procesamiento digital realizado en función de esta característica temporal del sistema, muestra en el siguiente apartado un periodo de activación bastante aproximado al procesamiento con frecuencia superior a 1kHz. Además del tiempo de muestreo, las señales registradas presentan un nivel de offset, esto se debe al hecho de que en cada etapa de amplificación y rectificación implementadas los sensores EMG generan estas componentes de voltaje DC; por último, las señales muestran cierta deformación al inicio y al final de la activación muscular debido al movimiento de los sensores durante el movimiento articular desarrollado.

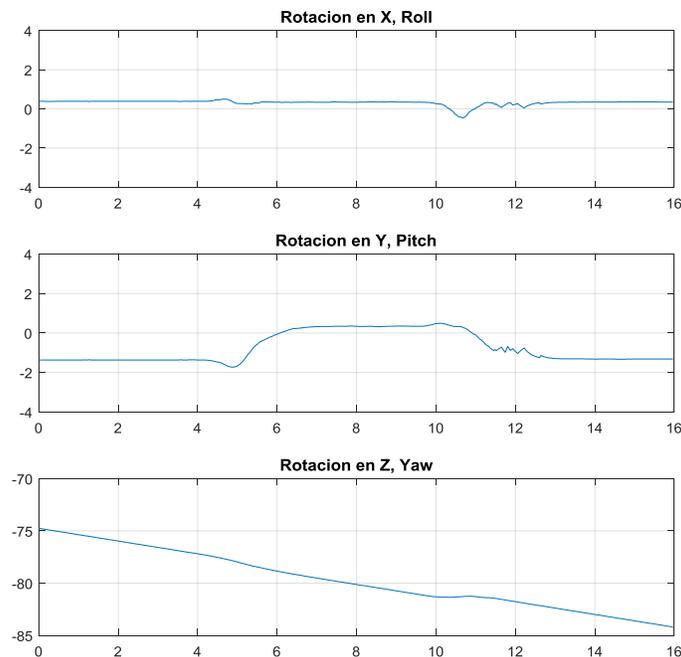


Figura 118 Registro en bruto de señales inerciales.

Con respecto al sistema de medición inercial, la Figura 118, muestra el registro de posición angular en los ejes X, Y, Z, correspondientes a la flexión vertical del hombro en relación con la

activación muscular analizada anteriormente. Como se observa en las gráficas, el movimiento articular desarrollado, presenta componentes en cada uno de los ejes de rotación. Específicamente, en la segunda gráfica se observa una variación de ángulo en el eje Y durante el intervalo de activación del músculo deltoides acromial, lo cual corresponde a la flexión del hombro; en contraste, la gráfica de rotación en Z, muestra una tendencia decreciente en la posición angular, a pesar de que no existe una componente del movimiento en este eje de rotación. Este defecto en la señal angular calculada se debe al algoritmo de fusión de movimiento implementado, el cual no corrige del ángulo de rotación en el eje mencionado.

7.3.2. Respuesta del filtrado digital.

Con el objetivo de eliminar cualquier interferencia en la señal EMG, se realiza el filtrado digital de las señales, reduciendo significativamente el nivel de ruido en las señales registradas, además de la eliminación de: el nivel de offset y las deformaciones al inicio y al final del movimiento articular. En la Figura 119, se puede observar el resultado del proceso de filtrado digital, aplicado la señal EMG del músculo deltoides acromial izquierdo, el resultado de este proceso muestra una reducción representativa del nivel de ruido en la señal, así como el nivel de offset y la deformación de la señal.

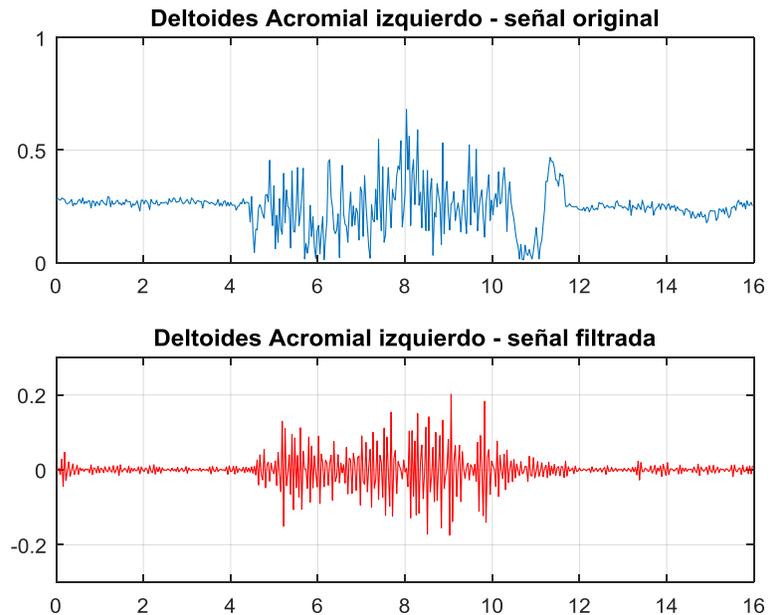


Figura 119 Comparación entre la señal EMG original y el resultado del filtro digital.

7.3.3. Cálculo del valor RMS

El cálculo el valor medio cuadrático (RMS) de las señales filtradas, se realiza con el objetivo de determinar el intervalo de activación muscular durante el desarrollo de los movimientos articulares establecidos. El valor RMS de las señales, se calcula mediante la ecuación 23, dentro de un intervalo de muestras ($n=40$), que se desplaza con cada nuevo valor de señales filtradas, obteniendo como resultado la envolvente de las señales filtradas.

$$\text{RMS} = \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^n x_k^2}{n}} \quad (23)$$

En la Figura 120, se muestra el resultado del cálculo RMS (color azul) de la señal EMG filtrada (color rojo), correspondiente al músculo deltoides acromial izquierdo. El resultado obtenido se muestra en comparación con la señal EMG rectificada, facilitando la identificación del valor de línea base y el periodo de activación muscular correspondiente. Además de los parámetros

temporales mencionados, en la figura se puede observar un ligero desfase entre la señal filtrada y el valor RMS, lo cual corresponde al intervalo de procesamiento digital de n muestras.

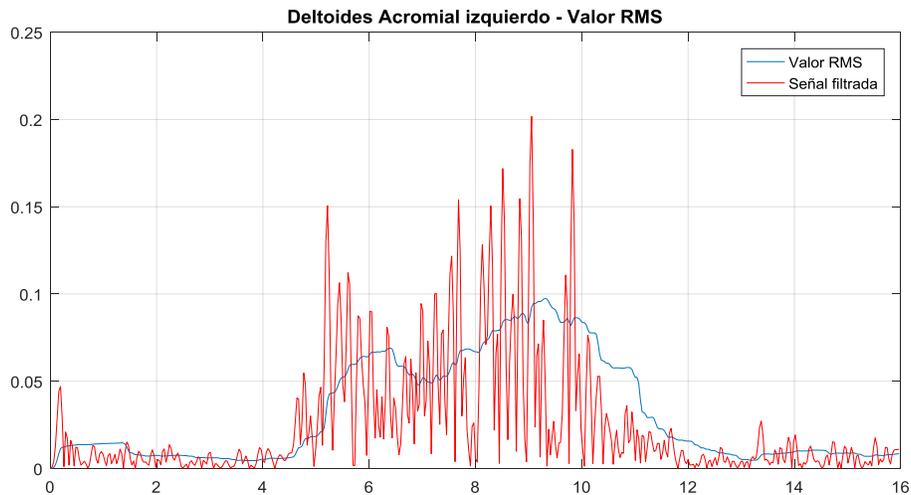


Figura 120 Valor RMS de la señal EMG rectificada.

7.3.4. Periodo de activación muscular

Una vez que se obtenido el valor RMS de la señal filtrada, se realiza el cálculo del periodo de activación muscular; dicho periodo se refiere al intervalo de tiempo en el cual existe una ráfaga de picos de amplitud de la señal EMG (apartado). En el cálculo de dicho valor, se compara la señal RMS con un valor umbral determinado a partir del valor de línea base de la señal RMS, obteniendo una señal lógica que presenta un valor verdadero durante el periodo de activación y un valor falso en el periodo de descanso. En la Figura 121, se muestra el periodo de activación correspondiente a la señal procesada anteriormente, además de su valor umbral.

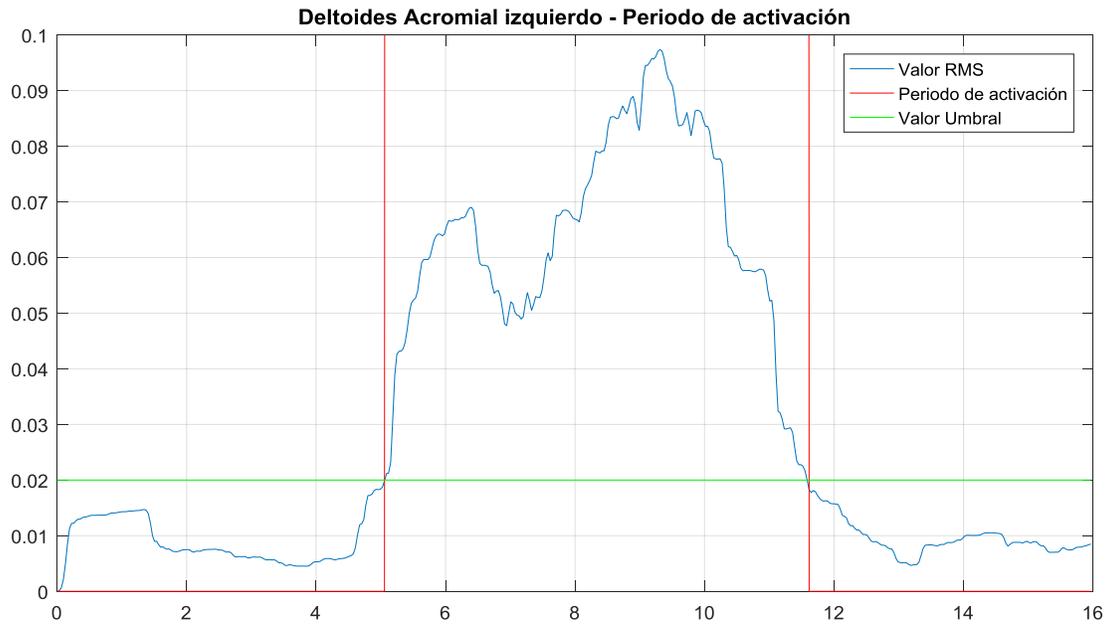


Figura 121 Periodo de activación muscular de la señal procesada a valores RMS

Como se mencionó en el capítulo 4, el registro de señales, se realiza dentro de un tiempo de muestreo aproximado de 33ms, en función de un análisis temporal de la señal procesada, la Figura 122, muestra una comparación entre el procesamiento de señales con un tiempo de muestreo de 0.8ms y el funcionamiento actual del sistema.

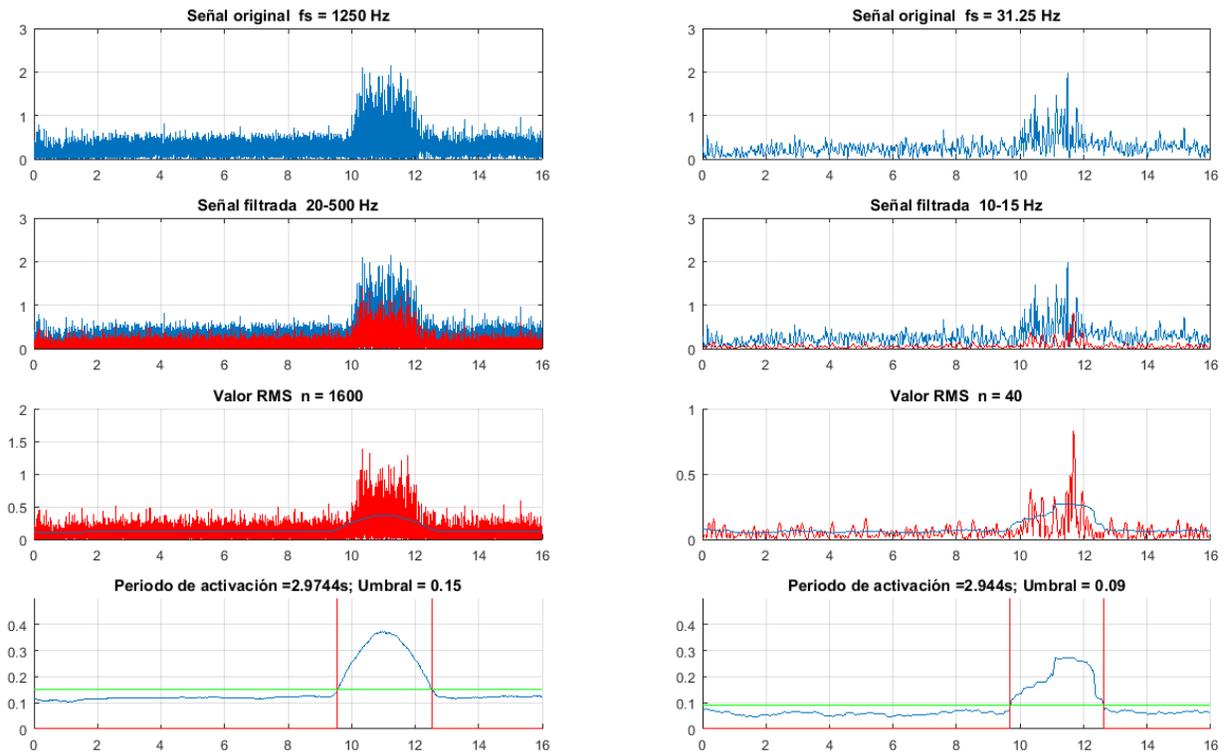


Figura 122 Comparación entre el procesamiento digital con $fs=1250\text{Hz}$ y el procesamiento actual con $fs=31.25\text{Hz}$

Como se puede observar en la figura anterior, el resultado del procesamiento referente al periodo de activación muscular, se aproxima un 98.98% al valor procesado con una frecuencia de 1250 Hz; es decir, como resultado del procesamiento en las condiciones actuales del sistema, se obtiene un 98.98% de la información real, proporcionada por los sistemas de medición EMG de manera analógica. A partir de este resultado, se genera la necesidad de un valor umbral adecuado a cada señal EMG procesada, estableciendo dichos valores a partir del valor de línea base en las señales filtradas.

7.3.5. Corrección de señales Angulares

Como se mencionó previamente en el apartado, las señales angulares registradas correspondientes a la rotación en el eje angular Z (Yaw), muestran una desviación que

constantemente se aleja del valor real. La desviación de estas señales se debe a que, el algoritmo implementado para la fusión de los instrumentos, integra la velocidad angular del giroscopio provocando esta desviación en las señales.

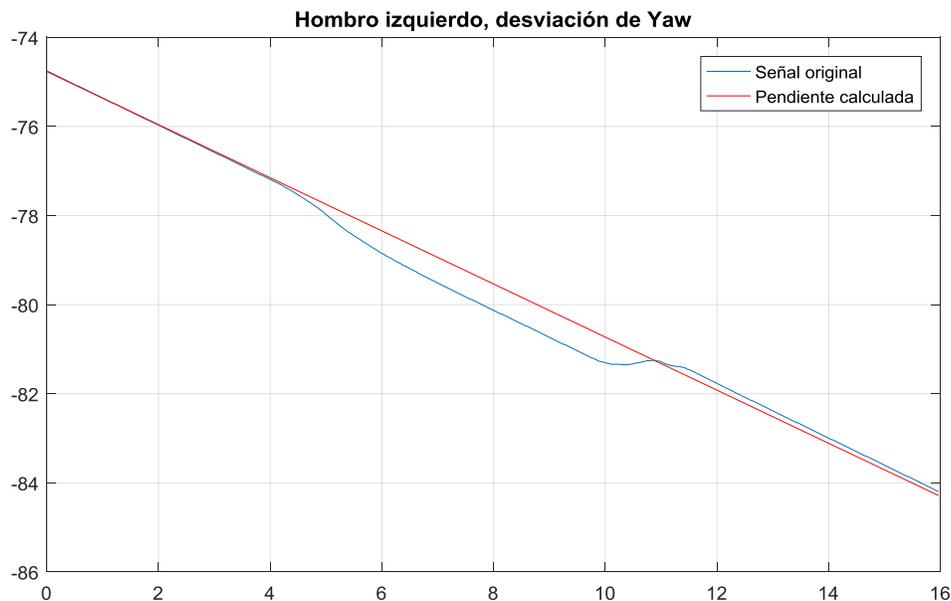


Figura 123 Cálculo de la pendiente de desviación en la señal angular Yaw del hombro izquierdo.

Para corregir este defecto, en el algoritmo implementado se ejecuta el filtrado complementario de estas señales, combinando los ángulos calculados mediante integración de velocidad angular, y la inclinación del sensor en 2 ejes de rotación (X, Y), determinada a partir de las componentes de la gravedad terrestre en el acelerómetro. Debido a este hecho, el sistema de procesamiento digital, determina el valor de la pendiente (Figura 123) de cada señal angular Yaw, y lo extrae de la señal original, corrigiendo lo más posible la desviación de estas señales. En la Figura 124, se muestra el resultado de la corrección de las señales aplicado al sensor del hombro izquierdo, y cuya información EMG se ha analizado en los apartados anteriores.

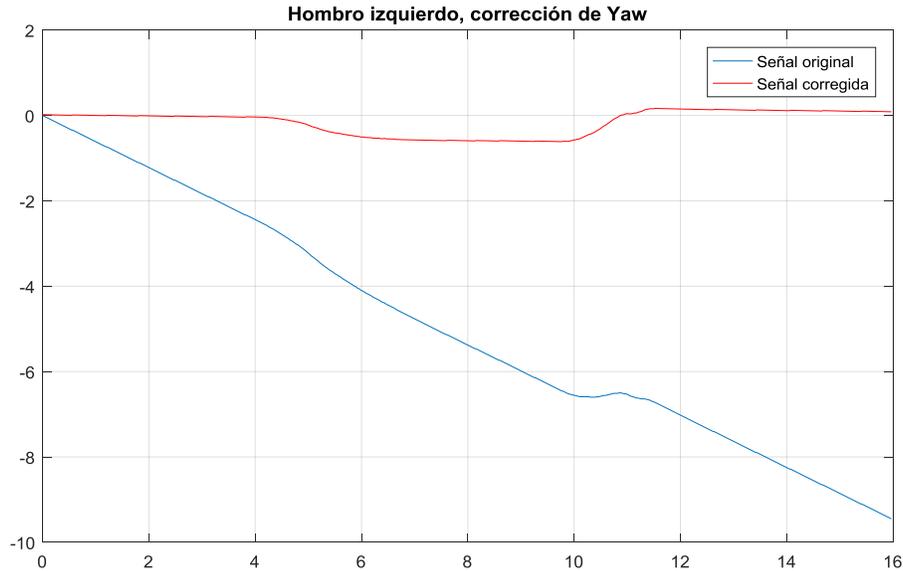


Figura 124 Resultado de la corrección de señales angulares, flexión y extensión del hombro izquierdo.

7.3.6. Generación de comandos de movimiento

Los comandos de movimiento, se generan a partir del periodo de activación muscular calculada y las señales angulares corregidas; de manera que, al realizar los movimientos establecidos, se produce una activación muscular, la cual permite que se envíe el valor de ángulo correspondiente hacia el robot dentro del simulador. Como se analizó en el apartado anterior, el periodo de activación calculado es una señal lógica, la cual se utiliza en esta etapa como condición para enviar las señales angulares a las articulaciones del robot correspondientes. Gráficamente los comandos de movimiento generados, corresponden a una ventana lógica dentro de la cual se envían las señales angulares correspondientes. En la Figura 125, se muestran estas señales, que se han desarrollado durante la flexión del hombro izquierdo, analizada en este capítulo.

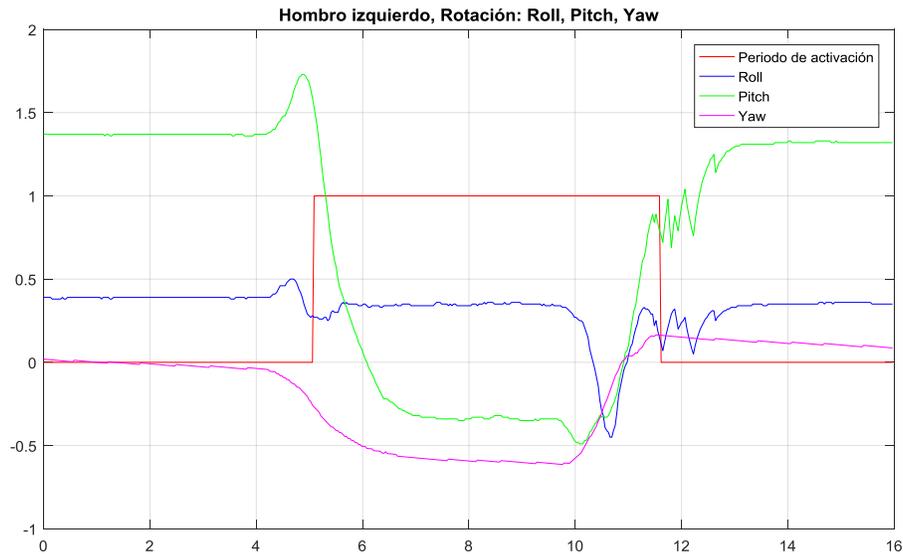


Figura 125 Señales de movimiento desarrolladas durante la flexión y extensión del hombro izquierdo.

7.3.7. Simulación de los movimientos desarrollados

En este apartado se presentan los resultados obtenidos durante la realización de los movimientos y ejercicios establecidos en el protocolo adquisición de señales y su correspondiente simulación del robot NAO en V-REP. Los resultados de la simulación se analizan a partir de los movimientos realizados por el robot en función de las señales angulares provenientes del procesamiento digital. Durante del desarrollo de los movimientos descritos anteriormente, se registra en la simulación el ángulo de las articulaciones correspondientes para su posterior comparación con las señales enviadas desde Matlab; obteniendo de esta manera un análisis cualitativo acerca del desempeño del sistema de control de movimiento.

7.3.7.1. Flexión y extensión del cuello

El objetivo de este conjunto de movimientos es evaluar el funcionamiento del sistema durante el desarrollo de los movimientos articulares correspondientes. Como se indica en la rutina de

ejercicios, este conjunto de movimientos consta de flexión y extensión del cuello y rotación derecha e izquierda; los cuales son realizados por el usuario y replicados por el robot en el simulador. Durante el desarrollo de los movimientos, el usuario se encuentra en una posición estática (parado). Debido a la configuración del sistema y a la construcción del modelo del robot, en este conjunto de movimientos no se considera la actividad eléctrica muscular, por lo tanto, en la Figura 126 se muestran únicamente las señales de rotación correspondientes, Pitch y Yaw, las cuales forman parte de los comandos de movimiento enviados al robot dentro del simulador.

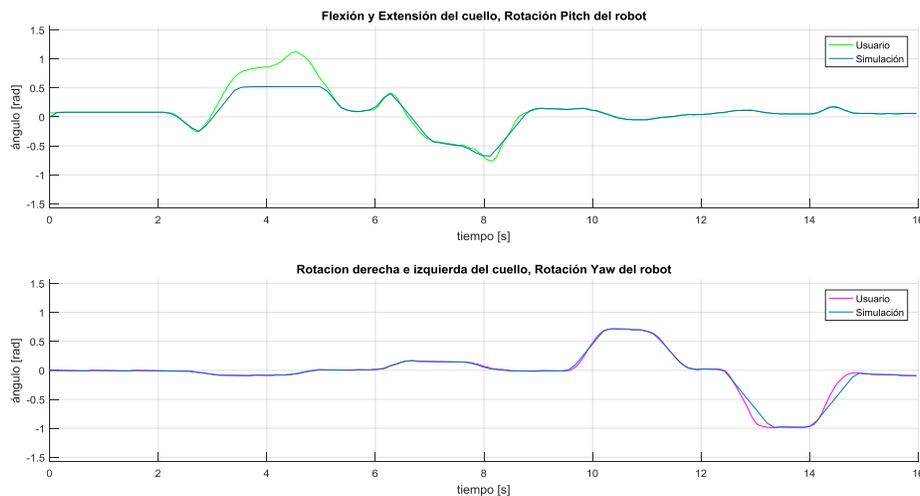


Figura 126 Resultado del movimiento articular del cuello.

En la Figura 126, se puede observar la respuesta del simulador ante las señales de movimiento enviadas desde Matlab, las señales muestran la posición angular que el usuario desarrolla durante los movimientos propuestos. En ambas gráficas se observa la posición angular del cuello durante la flexión, extensión y rotación que realiza el usuario y la posición angular que toman las articulaciones correspondientes en la cabeza del robot. En función de la rutina de movimientos propuestos, la primera gráfica de la figura anterior muestra un incremento angular en el eje de rotación vertical “Pitch”, lo cual corresponde a la extensión del cuello contrastando con una

disminución posterior del ángulo, correspondiente al movimiento de flexión. De la misma manera, la segunda gráfica muestra la rotación izquierda y derecha que corresponde a un incremento y disminución respectiva del ángulo en el eje de rotación Yaw. Después de cada movimiento la articulación regresa a su posición original.

Con respecto al funcionamiento del simulador, en ambas gráficas se puede observar un seguimiento bastante preciso de la señal del usuario por parte de la respuesta del sistema, lo cual se puede traducir en un buen desempeño del sistema de control PID implementado para la posición y velocidad angular, en cada articulación del robot. Además del sistema de control en cada articulación, el modelo del robot consta de limitaciones en el rango de movimiento acordes con el modelo real, es por este hecho que en la primera gráfica se puede observar un corte en el seguimiento de la señal durante el movimiento de extensión.

7.3.7.2. Flexión y extensión de los hombros

A diferencia de los movimientos anteriores, la simulación de este conjunto de movimientos, se desarrolla partir de la activación de los músculos deltoides acromial de cada hombro. Las figuras 131 y 132 muestran, las señales utilizadas en los comandos de movimiento generados durante la flexión y extensión vertical de los hombros. En el análisis de estas señales, se puede observar que, durante el desarrollo de los movimientos, existe activación muscular no solo en los músculos deltoides acromial de cada hombro, sino también una pequeña actividad eléctrica en los músculos adyacentes como los tríceps braquiales; esto se debe a la cercanía que existe entre los sensores EMG y la propagación de los potenciales de activación entre fibras musculares cercanas de los músculos. Es importante mencionar que durante la realización de estos movimientos, el usuario se encuentra en posición estática; por lo tanto, no existe actividad eléctrica relevante en los demás

músculos analizados por el sistema a excepción del músculo vasto lateral izquierdo que presenta cierta interferencia al inicio de los movimientos, lo que se puede observar en las gráficas de la Figura 127.

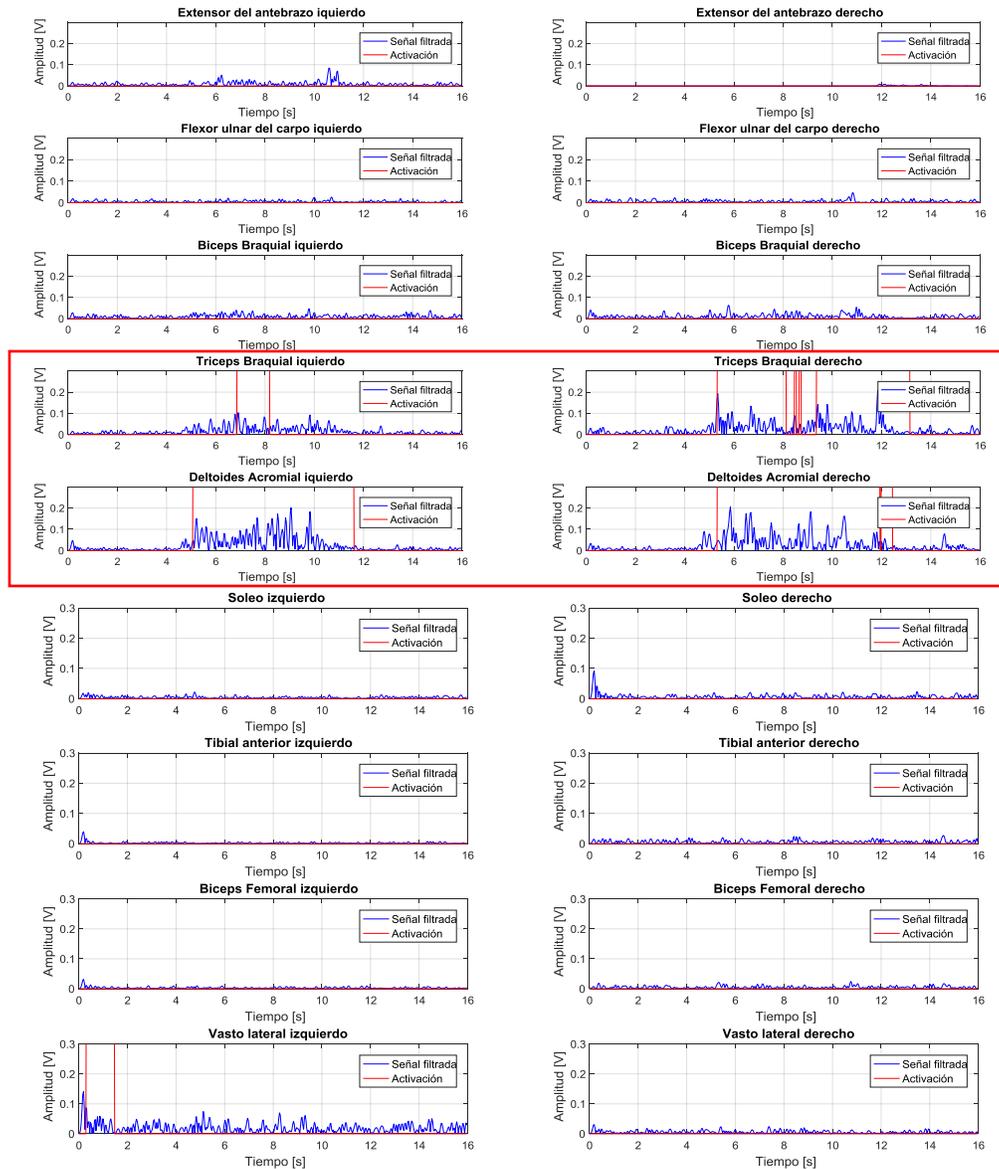


Figura 127 Señales EMG durante la flexión y extensión de los hombros (rectángulo rojo).

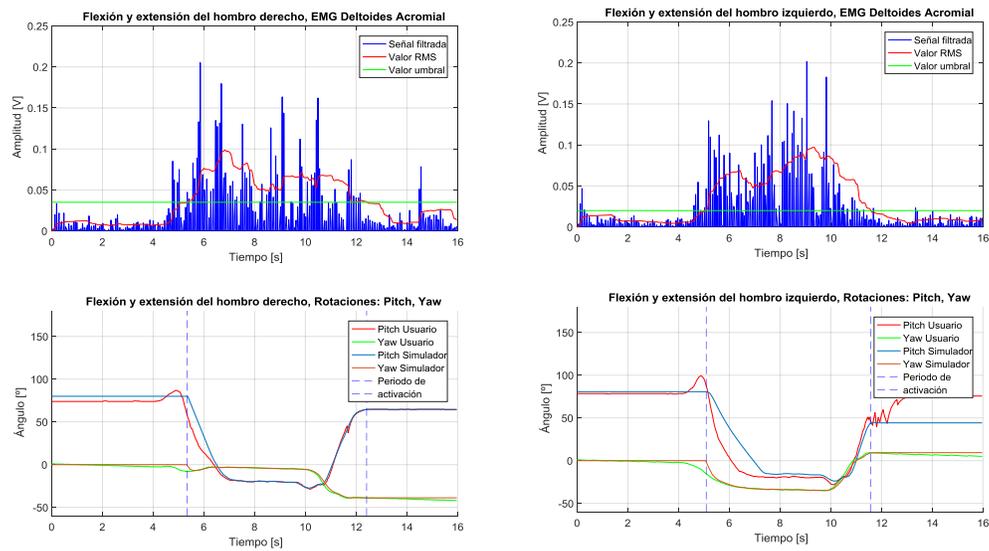


Figura 128 Señales de movimiento desarrolladas durante la flexión y extensión de los hombros.

A diferencia de los movimientos anteriores, la simulación de este conjunto de movimientos se desarrolla a partir de la activación de los músculos deltoides acromial de cada hombro. En la Figura 128, se observa el desarrollo de los movimientos propuestos; para cada hombro, las señales angulares inician en un valor cercano a 80° correspondiente a una posición vertical de los brazos. A partir de la activación muscular calculada, las señales angulares disminuyen hasta un valor cercano a 0° correspondiente a una posición horizontal de los brazos, lo cual corresponde al movimiento de la flexión vertical realizado por los hombros. En contraste, cerca del final de la activación muscular, el ángulo de las articulaciones incrementa hasta una posición cercana a la inicial, lo cual corresponde al movimiento de extensión de los hombros. Además del desarrollo de los movimientos analizados, en las señales angulares se puede observar el seguimiento preciso del sistema de control a las señales de referencia dentro del intervalo de activación muscular. Fuera del período de activación muscular, el seguimiento se pierde debido a que no se envían comandos de movimiento y el sistema de simulación mantiene como referencia el último valor enviado desde Matlab.

7.3.7.3. Flexión y extensión de los codos

En el desarrollo de este conjunto de movimientos, se observa el comportamiento eléctrico de los músculos bíceps y tríceps en cada brazo durante la flexión y extensión de los codos, además de la activación de los músculos flexor y extensor de los antebrazos durante los agarres de fuerza de cada mano y la flexión vertical de los hombros reflejada en la activación de los músculos deltoides.

La configuración de movimientos realizada, permite observar una activación muscular corta y prolongada de los diferentes músculos utilizados. De esta manera, el usuario realiza la rutina de movimientos, con un levantamiento previo de los brazos y sin la intervención de las extremidades inferiores. La rutina de movimientos comienza con la posición inicial de las extremidades superiores: ambos brazos en posición horizontal; la flexión y extensión parcial de codo derecho; la flexión y extensión parcial del codo izquierdo; y en las manos, los agarres de fuerza respectivos desarrollados durante los movimientos de los codos.

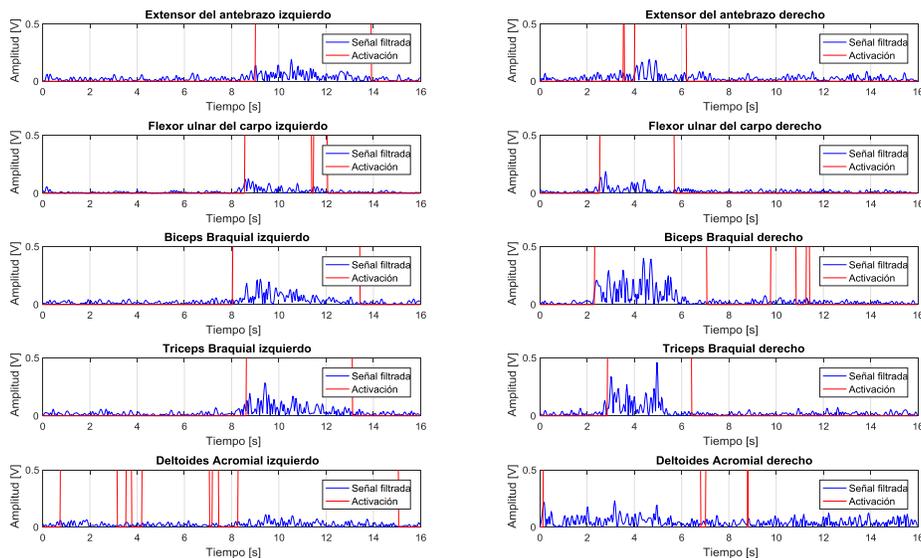
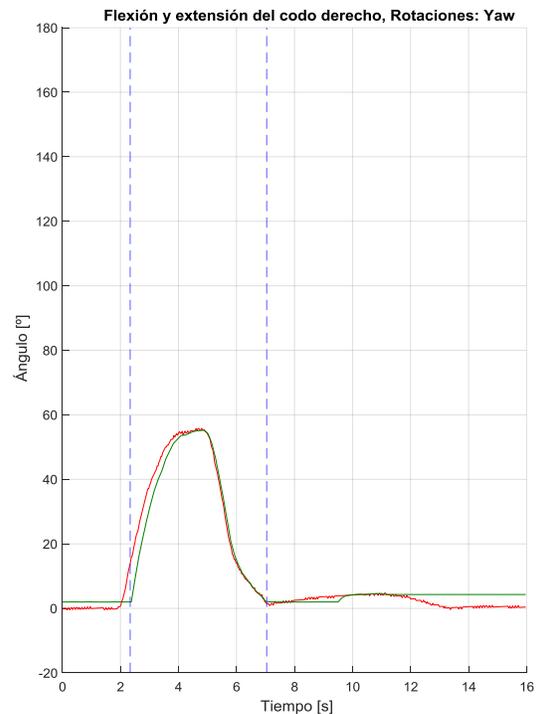
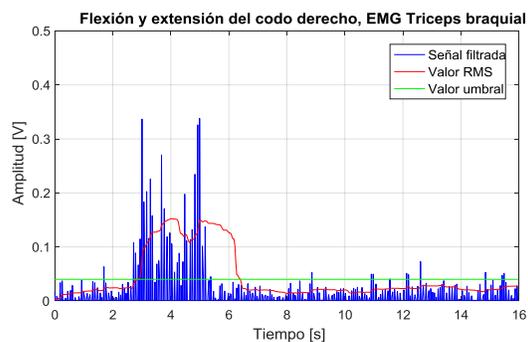
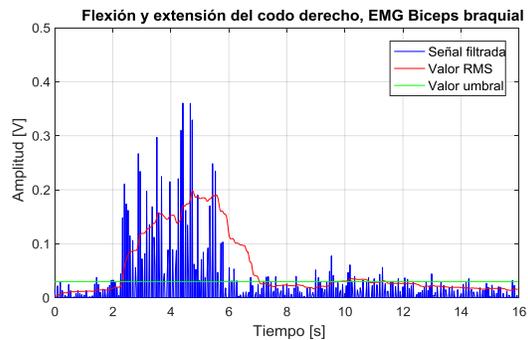


Figura 129 Señales EMG durante el desarrollo de flexión y extensión de los codos y agarres de fuerza de las manos.

En la Figura 129, se observa la actividad eléctrica de los músculos superiores del sistema, determinando que durante el desarrollo de los movimientos propuestos las extremidades inferiores no presentan activación muscular, a excepción de ciertos intervalos de tiempo donde se registran interferencias externas de muy poca duración, lo cual no interfiere con la simulación de los movimientos desarrollados.

La figura anterior muestra además que: durante la flexión y extensión de los codos, se generan activaciones adicionales en los músculos del antebrazo, que corresponden al agarre de fuerza de cada mano; es decir, durante la flexión y extensión de los codos el usuario cierra las manos en forma de puño.



CONTINÚA 

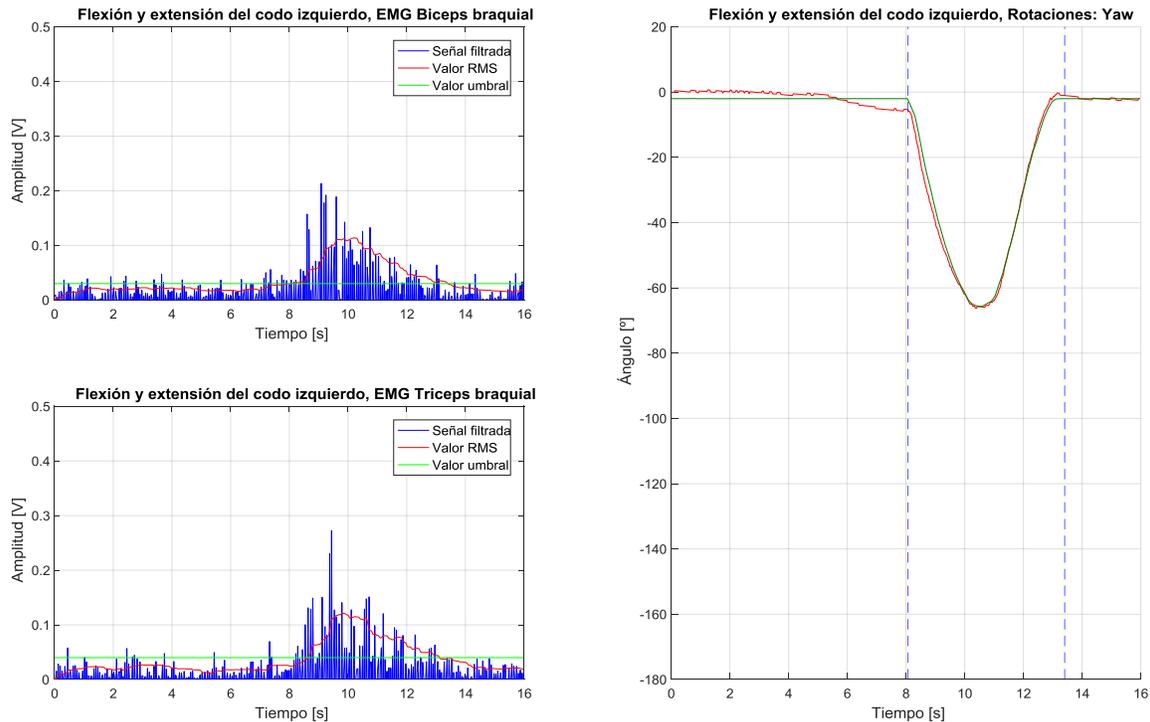


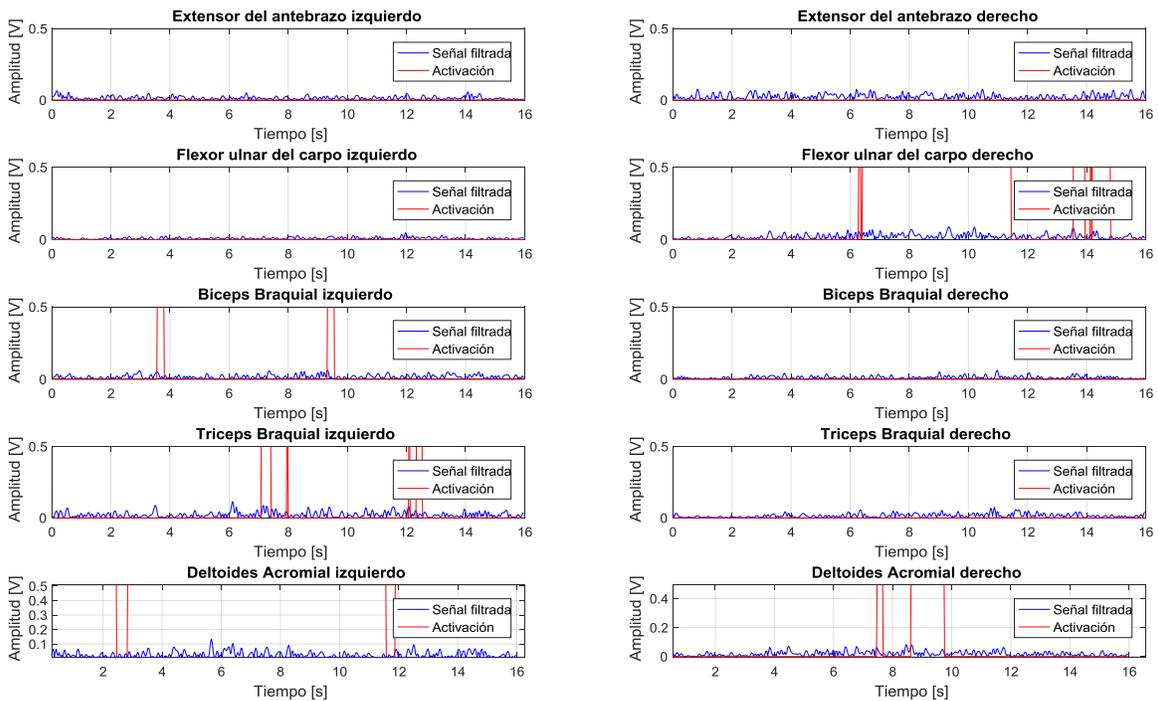
Figura 130 Señales de movimiento desarrolladas durante la flexión y extensión de los codos.

En la Figura 130, se observan las señales de movimiento generadas durante la flexión extensión de los codos en contraste con la respuesta del simulador; al igual que los movimientos anteriores, en esta serie de movimientos se observa un retardo entre las señales angulares, así como un valor diferente antes de la ejecución de movimientos en los ángulos analizados. Esto se debe a la posición angular del robot antes de la recepción de los comandos de movimiento agregando un retardo debido a la a la ejecución de la simulación y la comunicación entre aplicaciones.

Otro aspecto relevante de los movimientos desarrollados es la diferencia de amplitud entre las activaciones producidas en los músculos bíceps y tríceps braquial; siendo mayor la amplitud en el brazo derecho. Esto se debe al tono muscular que el usuario ha desarrollado en su extremidad dominante.

7.3.7.4. Sentadillas

En esta serie de movimientos, se analizan los resultados obtenidos durante el desarrollo de los movimientos de flexión y extensión de las articulaciones de las extremidades inferiores del cuerpo humano. Específicamente se presentan los resultados de: la flexión y extensión de la cadera, las rodillas y tobillos. Al igual que los movimientos anteriores, el desarrollo de esta serie de movimientos inicia con la posición previa del usuario, con los brazos en posición horizontal o flexión vertical de los hombros seguido de la flexión y extensión de la cadera, rodillas y tobillos.



CONTINÚA 

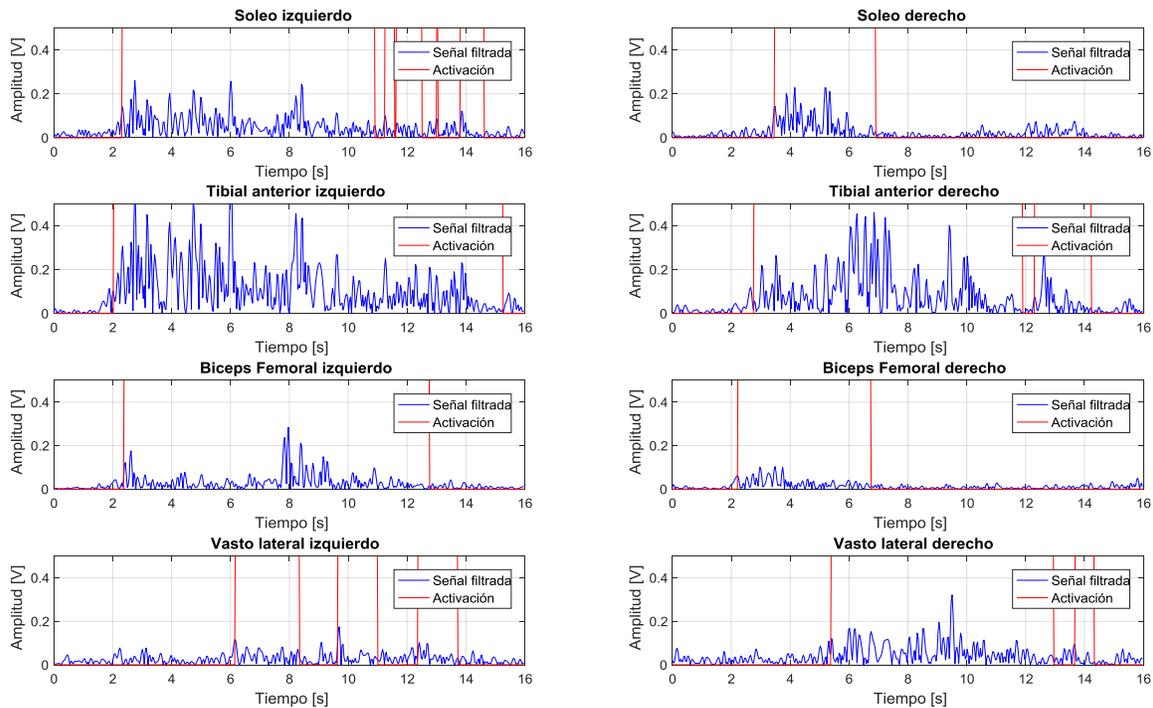


Figura 131 Señales EMG durante el desarrollo de la sentadilla.

Como se puede observar en la Figura 131, las señales EMG registradas durante la serie de movimientos presentan diferentes periodos de activación muscular, así como una diferencia en la amplitud. Específicamente se observa que la amplitud de las señales del músculo tibial anterior, superan a todas las demás; lo cual se debe al esfuerzo muscular desarrollado durante los movimientos y a la cantidad de tejido adiposo debajo de la piel. Otro efecto relevante de la ejecución de los movimientos articulares, es la diferencia en los periodos de activación de los músculos que controlan el movimiento de las rodillas. En la Figura 132, se observa este efecto en los músculos: bíceps femoral derecho, con un corto periodo de activación al inicio de la flexión de las rodillas y un periodo mayor en el vasto lateral derecho. Durante el resto de movimientos; en contraste, la pierna derecha muestra una relación inversa de las señales de los músculos vasto lateral y bíceps femoral; lo cual se debe al tono muscular desarrollado de forma diferente en las

extremidades inferiores de usuario, además del movimiento inherente de los sensores durante los movimientos articulares.

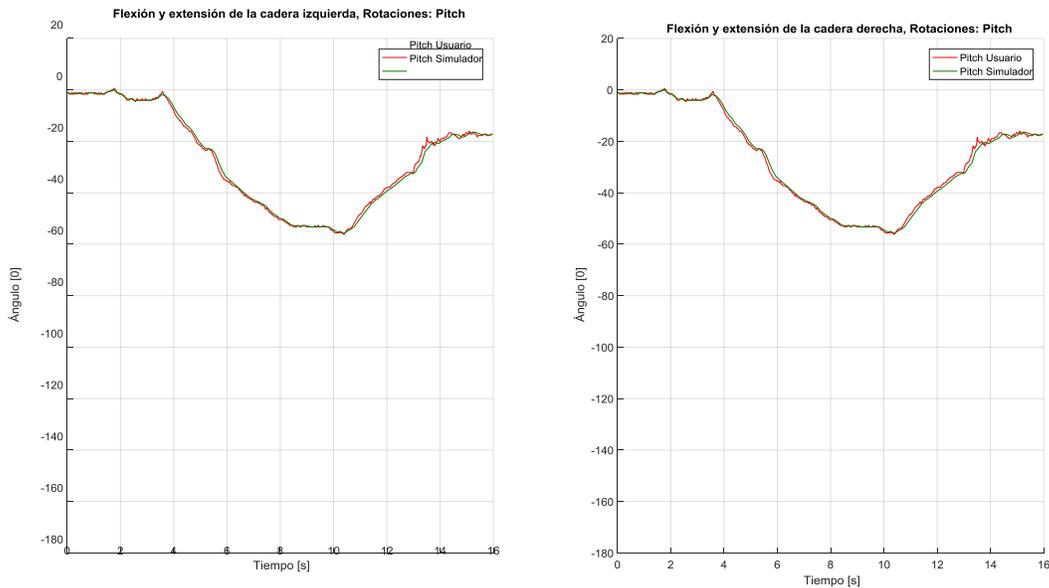


Figura 132 Señales de movimiento desarrolladas durante la flexión y extensión de la cadera.

En la realización de la sentadilla las articulaciones de la cadera, no se encuentran relacionadas con los músculos del sistema, no obstante el movimiento de estas articulaciones genera las señales mostradas en la Figura 132, donde se puede observar la conservación de las posición inicial de las articulaciones cercana a 0° , que corresponde a la posición parada del usuario. El movimiento articular inicia con la disminución del ángulo de la cadera hasta un valor cercano a 60° correspondiente al movimiento de flexión, de inmediato se incrementa el valor de dicho ángulo correspondiente a su valor inicial, lo que corresponde al movimiento de extensión.

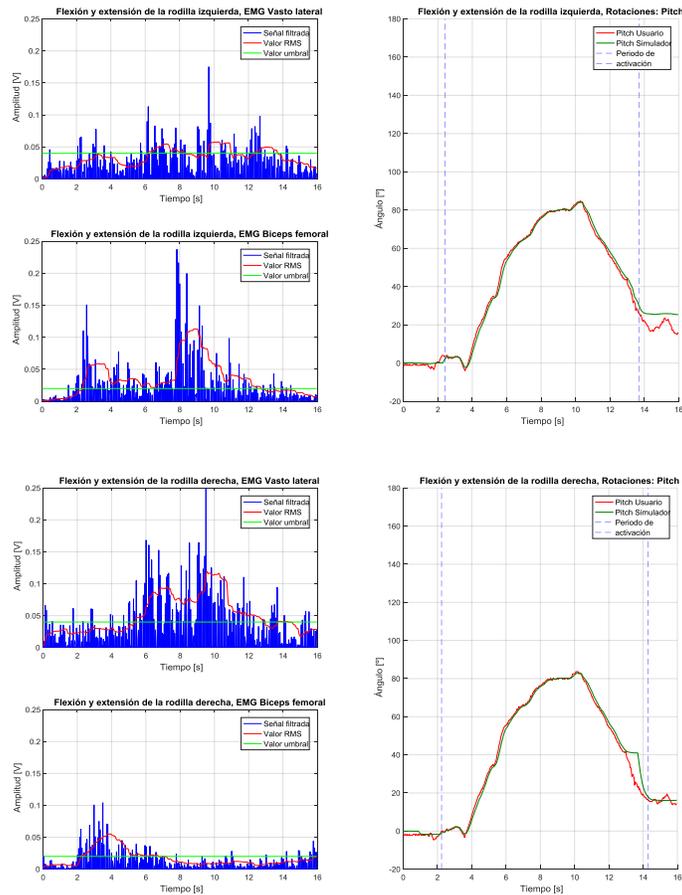


Figura 133 Señales de movimiento desarrolladas durante la flexión y extensión de las rodillas.

En la Figura 133, se puede observar el desarrollo de los movimientos de flexión y extensión de las rodillas, mediante las señales generadas por el sistema de procesamiento y la respuesta del simulador. En contraste con los movimientos articulares de la cadera, las señales mostradas, presentan un incremento del valor de ángulo durante la flexión y una disminución del mismo durante la extensión. Al igual que los resultados de simulación de los movimientos anteriores, en la figura anterior se observa que las señales provenientes del simulador se encuentran limitadas por el periodo de activación muscular; mostrando valores diferentes fuera de estos límites.

CAPÍTULO VIII

8. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

8.1. Conclusiones

- Mediante el procesamiento digital de la información adquirida de señales EMG y sistemas de medición inercial MPU6050, se han generado comandos de movimiento condicional para las diferentes articulaciones del robot simuladas en el entorno V-REP, obteniendo una correcta respuesta del sistema de simulación, al reproducir los movimientos articulares del usuario.
- Para la adquisición y acondicionamiento de señales EMG, se ha diseñado un sistema que integra estas funciones dentro de un dispositivo modular de tamaño reducido e individual para cada músculo involucrado, el cual puede ser ubicado directamente en la superficie de la piel, reduciendo la cantidad de conductores eléctricos necesarios para la conexión de los electrodos y los instrumentos electrónicos de este sistema. Además del diseño individual del dispositivo de medición de señales EMG, fueron diseñados de igual manera los modelos 3D de las cajas, específicamente para estos dispositivos.
- En la adquisición de señales, el sistema presenta varios inconvenientes como: el ruido en las señales EMG, el cual se genera durante el desarrollo de los movimientos; la desviación en las señales de rotación YAW de los sensores inerciales, debido al reducido número de instrumentos de medición inercial; y por último el retraso en la respuesta del simulador con respecto a las señales de referencia enviadas desde Matlab, producto de la especificaciones técnicas del computador donde se ejecutan los programas: Matlab y V-REP.

- Previo al filtrado de las señales, se realiza la digitalización dentro del procesamiento central del hardware del sistema; que, debido a la cantidad de señales a procesar, la digitalización y transmisión de señales seriales se realiza en un tiempo de 33ms aproximadamente, generando una diferencia en las señales transmitidas con respecto a las señales analógicas entrantes. No obstante, las señales resultantes del procesamiento digital presentan una eficiencia del 98.98% de la información de una señal con tiempo de procesamiento recomendado de 0.80 ms, concluyendo que, es deseable mas no necesaria una frecuencia de muestreo superior a 1kHz para el cálculo del periodo de activación de una señal EMG.
- Para el procesamiento digital de las señales EMG, es necesario el uso de sistemas de filtrado digital, así como la implementación de funciones móviles en el cálculo del valor RMS, DPR, periodo de activación y amplitud; en función de obtener la información necesaria de las características requeridas para el desarrollo de los comandos de movimientos.
- El sistema de procesamiento digital implementado, permite la clasificación de los valores RMS de las señales EMG, en dos condiciones de activación muscular (activado y desactivado), las cuales se utilizan para el control de movimiento del robot humanoide. El algoritmo utilizado para la clasificación, se redujo de un algoritmo de aprendizaje de máquina al uso de la función “mayor que”, la cual compara los valores RMS y Umbral, especificados para cada músculo del sistema. De esta manera, es posible reducir el excesivo procesamiento computacional requerido por algoritmos complejos, y obtener una respuesta con menor retardo.

- El diseño del sistema de control de movimiento, desarrollado en el presente proyecto, integra la información resultante del procesamiento digital de las señales EMG y los valores de posición angular de cada sensor inercial, en comandos de movimiento para las articulaciones del robot. Los comandos de movimiento desarrollados, se basan en los sistemas de control PID implementados en el simulador, verificando el estado de activación muscular para enviar las señales angulares del usuario, como referencia para el sistema de control en cada articulación del robot. Gracias a la implementación de sistemas de control individual para la posición angular de las articulaciones en el simulador, el resultado del control de movimiento muestra un seguimiento real de la referencia enviada desde Matlab, a pesar de la presencia de un retardo en la comunicación entre programas, lo cual interfiere mínimamente en el correcto funcionamiento general del sistema.

8.2. Recomendaciones

- En función de un uso adecuado del sistema desarrollado, se recomienda la verificación del funcionamiento individual de cada elemento, tanto en hardware como en software. Realizando este procedimiento con un tiempo adecuado, previo a una nueva sesión de funcionamiento del sistema.
- Con respecto al sistema de medición EMG, de este proyecto, se recomienda incrementar la cantidad de músculos superficiales analizados, en función de una descripción más completa del movimiento articular del cuerpo humano, es decir que, a cada articulación le corresponda por lo menos un sensor EMG e Inercial, mejorando el control de movimiento para el robot humanoide.

- Con base en el procesamiento analógico individual del sistema de medición EMG, es recomendable incluir las etapas de procesamiento digital dentro de los dispositivos diseñados, incorporando por lo menos un micro procesador que realice las funciones requeridas por el sistema. A partir de la ampliación de los dispositivos, se puede reducir la carga de procesamiento central mejorando el tiempo de respuesta del sistema.
- Al igual que el sistema de medición EMG, se recomienda incrementar el número de sensores inerciales en función de una mayor cantidad de articulaciones analizadas (región lumbar y cintura), así como el uso de unidades de medición inercial con al menos tres instrumentos diferentes (acelerómetro, giroscopio y magnetómetro), mejorando la respuesta del sistema al eliminar el cálculo de posiciones angulares de cada sensor realizado por el procesador central.
- Con el objetivo del mejorar la transmisión inalámbrica de señales, se recomienda el uso transmisores wifi en cada sensor del sistema y su integración con el simulador V-REP, aprovechando la facilidad de implementación de una arquitectura de red para transmisores utilizados; e incrementando la cantidad de información que se puede transmitir, así como la velocidad de transmisión de las señales hacia el software de control de movimiento. Con la implementación de esta y las mejoras anteriores, se elimina la necesidad de un sistema de procesamiento central.
- Partiendo de la incorporación de procesadores en los dispositivos de medición EMG individual, una de las recomendaciones a implementar dentro del procesamiento digital de cada dispositivo es, el filtrado digital de las señales, en un rango de frecuencia específico para cada músculo analizado.

- En la medida de lo posible se recomienda la impresión 3D de los contenedores diseñados para los dispositivos de medición EMG, y en caso de utilizar la configuración desarrollada en este proyecto, la impresión en 3D de los contenedores del procesador central con comunicación I2C, así como el desarrollo de medidas de protección para cada sensor inercial.
- Debido a que la comunicación entre V-REP y Matlab se realiza sobre la dirección de red “local host” del computador, se recomienda el estudio de un sistema de control distribuido, de manera que el procesamiento desarrollado en Matlab se ejecute en un terminal de la red, y la simulación de un sistema robótico desarrollado en V-REP se ejecute en un terminal diferente; procurando una implementación de estas mejoras en un sistema operativo basado en Linux.
- Partiendo de la mejora en el procesamiento de señales EMG e inerciales, es recomendable el estudio de sistemas de control realimentado para el movimiento articular del robot, así como el desarrollo de algoritmos de movimiento para la navegación del robot, basándose en la información provista por los sensores ópticos y ultrasónicos del modelo del robot; mejorando de esta manera el desempeño y precisión del sistema en general.
- Con base en el control de movimiento diseñado en este proyecto, se recomienda ampliar el estudio y desarrollo de un sistema que le permita al robot desplazarse evadiendo obstáculos además de la manipulación de objetos cercanos. Como parte de esta mejora, se propone un sistema de control de movimiento, basado en algoritmos complejos de visión por computador y medición de distancia relativa a partir de sensores ultrasónicos.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- D´Freitas, N. A. (2012). Cinematica Articular. *Revista de la Sociedad Venezolana de Ciencias Morfológicas*, 15-20.
- Adafruit. (18 de Febrero de 2018). *Adafruit*. Obtenido de Adafruit TCA9548A 1-to-8 I2C Multiplexer Breakout: <https://learn.adafruit.com/adafruit-tca9548a-1-to-8-i2c-multiplexer-breakout/overview>
- Alarcón, A. A. (25 de Febrero de 2018). *Entrenarme*. Obtenido de Ejercicios para fortalecer la rodilla después de una lesión: <https://entrenar.me/blog/fitness/ejercicios-para-fortalecer-la-rodilla/>
- ALDEBARAN. (20 de June de 2014). *Unveiling of NAO Evolution: a stronger robot and a more comprehensive operating system*. Obtenido de SoftBank Robotics: <https://www.ald.softbankrobotics.com/en/press/press-releases/unveiling-of-nao-evolution-a-stronger-robot-and-a-more-comprehensive-operating>
- Alexander, C. K., & Sadiku, M. N. (2006). *Fundamentos de Circuitos eléctricos*. México: McGraw-Hill Interamericana.
- Alsayegh, O. A. (2000). Emg-based signal processing system for interpreting. *2000 10th European Signal Processing Conference*.
- Alvarado, J. (2006). *Procesamiento Digital de Señales - Notas de clase*. Cartago: Instituto Tecnológico de Costa Rica.
- Anderson, D. L., & Gottlieb, J. (2013). *Teleoperated Robots*. Obtenido de The Mind Project: http://www.mind.ilstu.edu/curriculum/medical_robotics/index.php?modGUI=262&compGUI=2042&itemGUI=3519

Arias López, L. A. (2012). Biomecánica y patrones funcionales de la mano. *Morfología*, 14-24.

Avila, A., Tapia, C., & Tirado, J. (24 de Junio de 2011). *Biomecanica Del Miembro Superior*.

Obtenido de Planos y Ejes de movimiento:

<http://upperlimbbiomechanics.blogspot.com/2011/06/planos-y-ejes-de-movimiento.html>

Baldaivirtuves. (24 de Febrero de 2018). *Human Anatomy Paintings*. Obtenido de Human Joints

Anatomy Human Anatomy Fundamentals Flexibility And Joint Limitations Free:

<http://baldaivirtuves.info/>

Basantes, M. (19 de Enero de 2018). *Medical Track*. Obtenido de Importancia del Serrato

Anterior en la Estabilización del Hombro: <http://www.medicaltrack.com.ec/tag/hombro/>

Biologicas, C. (2008). *Anatomia y fisiologia del sistema muscular*. Obtenido de Fisiologia del

sistema muscular: http://hnncbiol.blogspot.com/2008/01/sistema-muscular_21.html

Boylestad, R., & Nashelsky, L. (2009). *Electrónica: Teoría de circuitos y dispositivos*

electrónicos. Mexico: PEARSON EDUCACIÓN.

Bravo M., D. A., Rengifo R., C. F., & Agredo R., W. (2016). Comparación de dos Sistemas de

Captura de Movimiento por medio de las Trayectorias Articulares de Marcha. *Revista mexicana de ingeniería biomédica*, 149-160.

cervex-cienciasmedicas. (8 de Octubre de 2011). Obtenido de Musculos Del Cuello:

<http://cervex-cienciasmedicas.blogspot.com/2011/10/musculos-del-cuello.html>

Chen, H., Zhang, Y., Zhang, Z., Fang, Y., & Liu, H. (2017). Exploring the Relation between

EMG Sampling Frequency and Hand Motion Recognition Accuracy. *2017 IEEE*

International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC) IEEE.

- Chen, K., Ren, L., Chen, Z., Pan, C., Zhou, W., & Jiang, L. (2016). Fabrication of Micro-Needle Electrodes for Bio-Signal Recording by a Magnetization-Induced Self-Assembly Method. *SENSORS*, 16(1533).
- CLA. (10 de 01 de 2018). *myINSiGHT*. Obtenido de sEMG: Get Started: <https://portal.subluxation.com/content/get-started-semg>
- Clark, J. W. (1998). The origin of biopotentials. *ResearchGate*, 126-188.
- Corigliano, A., Ardito, R., Comi, C., Frangi, A., Ghisi, A., & Mariani, S. (2014). Microsystems and Mechanics. *Procedia IUTAM*, 138–160.
- Cuesta Vargas, A., Galán Mercant, A., & Williams, J. (2010). The use of inertial sensors system for human motion analysis. *Physical Therapy Reviews*, 462-473.
- Cyberphysics. (15 de Agosto de 2017). *Cyberphysics*. Obtenido de Biopotentials: <http://www.cyberphysics.co.uk/topics/medical/heart/biopotentials.html>
- Day, S. (2000). *Important Factors in Surface EMG Measurement*. Calgary: bortec biomedical.
- De Luca, C. J. (2002). Surface electromyography: detection and recording. *DELSYS*, 2-3.
- De Luca, G. (2003). Fundamental Concepts in EMG Signal Acquisition. *DELSYS*.
- Demircan, E., Khatib, O., Wheeler, J., & Delp, S. (2009). Reconstruction and EMG-Informed Control, Simulation and Analysis of Human Movement for Athletics: Performance Improvement and Injury Prevention. *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Annual Conference*, 6534–6537.
- Du, K.-L., & Swamy, M. (2013). *Neural Networks and Statistical Learning*. London: Springer Verlag.

- Ducu, D. (2011). Op Amp Rectifiers, Preak Detectors and Clamps. *Microchip Technology Inc.*, 1-2.
- ELECTRONICS HUB. (17 de Septiembre de 2015). *Filters*. Obtenido de ELECTRONICS HUB: <https://www.electronicshub.org/filters/>
- Elena Rodrigo López, J. P. (2007). *Simuladores en robótica*. Alcalá: Universiad de Alcalá.
- Fabacademy. (19 de Febrero de 2018). *Fabacademy*. Obtenido de 5th Week, Networking and communications: <http://archive.fabacademy.org/2017/fablabbcn/students/91/week15.html>
- Fitzgerald, A. (2013). *A Paractical Guide to MEMS Inertial Sensors*. Stanfors PNT Symposium.
- García, E. J. (21 de 05 de 2016). *Una breve, muy breve, historia de los autómatas* . Obtenido de Instituto De Astrofísica De Andalucía: <http://www-revista.iaa.es/37/una-breve-muy-breve-historia-de-los-aut%C3%B3matas>
- García, V. (3 de Diciembre de 2012). Obtenido de Movilidad articular de tobillos: <http://elgimnasioencasa.blogspot.com/2012/12/hola-todos-ya-dijimos-que-empezariamos.html>
- Gimeno, J., Pujana, A., Coma, I., Fernandez, M., & Landaluze, J. (2008). Técnicas de captura de movimiento, infrarroja y basada en vídeo, aplicadas al prototipado virtual de una ortesis. *Instituto de Robótica de la Universidad de Valencia*.
- González Castaño, D. F. (15 de Enero de 2014). *Revista Discover*. Obtenido de Movimiento de la rodilla: <https://revistadiscover.com/profiles/blogs/movimiento-de-la-rodilla>
- González, V. R. (2 de March de 2002). *Origen y desarrollo de la Robótica*. Obtenido de Fundamentos de Robótica: http://platea.pntic.mec.es/vgonzale/cyr_0204/ctrl_rob/robotica/historia.htm

- Gowitzke, B., & Milner, M. (1999). *El cuerpo y sus movimientos - Bases científicas*. Barcelona: Paidotribo.
- Hannay, H. J. (1988). Skin Preparation. En H. J. Hannay, *Experimental Techniques in Human Neuropsychology* (pág. 470). Oxford University Press.
- IES Andrés Bello. (26 de Febrero de 2018). *Educación Física IES Andrés Bello*. Obtenido de el cuerpo humano. huesos y músculos principales:
<http://educacionfisicaiesandresbello.blogspot.com/2011/06/el-cuerpo-humano-huesos-y-musculos.html>
- IvenSense. (10 de Febrero de 2018). *TDK IvenSense*. Obtenido de MEMS MotionTracking Devices: <https://www.invensense.com/products/motion-tracking/6-axis/mpu-6050/>
- Izquierdo, M., & Izquierdo, R. M. (2008). *Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y el deporte*. Editorial Médica Panamericana S.A.
- Jamal, M. Z. (2012). Signal Acquisition Using Surface EMG and Circuit Design Considerations for Robotic Prosthesis. *INTECH*, 427-448.
- Jiménez, R., Espinosa, F. A., & Amaya, D. (2013). Control de Movimiento de un Robot Humanoide por medio de Visión de Máquina y Réplica de Movimientos Humanos. *INGE CUC*, 44–51.
- Joan, L.-P., Kooren, P. N., Stienen, A. H., Herder, J. L., Koopman, B. F., & Veltink, P. H. (2014). Non-invasive control interfaces for intention detection in active movement-assistive devices. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 5.
- Kakoty, N. M. (2014). A biomimetic hand with EMG based grasp emulation. *Department of Computer Science and Engineering*, 8-9.

Kavita Namdev, M. M. (2015). Different types of electrical signals produced by human body.

International Journal of Advance Research In Science And Engineering, 232-239.

Kjpargeter. (03 de Febrero de 2018). *Freepik.com*. Obtenido de Freepik.com:

<https://www.freepik.com/free-photos-vectors/medical>

Knudson, D. (2007). *Fundamentals of Biomechanics*. Chico-California: Springer.

Konrad, P. (2006). ABC of EMG – A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography

. *Noraxon INC. USA.*, 9-10.

López, S., & Ortigosa, E. (7 de Mayo de 2014). *ARYDOL*. Obtenido de Abordaje Axilar:

<http://www.arydol.es/bloqueo-axilar-plexo-braquial.php>

Lu, T.-W., & Chang, C.-F. (2012). Biomechanics of human movement and its clinical

applications. *Kaohsiung*, S13-S25.

Lumen. (3 de Agosto de 2017). *How Neurons Communicate*. Obtenido de Boundless Biology:

<https://courses.lumenlearning.com/boundless-biology/chapter/how-neurons-communicate/>

Mahiques, A. (3 de julio de 2010). *Biomecánica De La Cadera*. Obtenido de *CTO-AM.*:

<http://www.cto-am.com/cadera.htm>

McCarron, B. (2013). Low-Cost IMU Implementation via Sensor Fusion Algorithms in the

Arduino Environment. *California Polytechnic State University*.

Neurones. (17 de Agosto de 2017). *The Nerve Cell Membrane And Resting Potential*. Obtenido

de *The Human Brain : From Neurone to Nervous System*:

<http://neurones.co.uk/Neurosciences/Tutorials/M1/M.1.A.3%20Resting%20Potential.html>

Nevada, A. (14 de Mayo de 2008). *Músculos del cuello*. Obtenido de Anatomía Humana:

<http://unefaanatomia.blogspot.com/2008/05/msculos-del-cuello.html>

Oppenheim, A., & Schafer, R. (1999). *Discrete-Time Signal Processing*. New Jersey:

PRENTICE HALL.

Pausa, G. (21 de Diciembre de 2014). *Los principales músculos que se usan para tocar el violín y la viola*. Obtenido de Gran Pausa: <http://granpausa.com/2014/12/21/los-principales-musculos-que-se-usan-para-tocar-el-violin-y-la-viola/>

Pertence, A. (2000). *Amplificadores operacionales y filtros activos*. McGraw Hill.

PJRC. (21 de Febrero de 2018). *PJRC*. Obtenido de Teensy USB Development Board:

<https://www.pjrc.com/teensy/index.html>

Proakis, J., & Manolakis, D. (2007). *Tratamiento Digital de Señales*. Madrid: Pearson Educación S.A.

Ramón, G. (2000). *Cinemática lineal y rotatoria*. Antioquia.

Ramón, G. (2000). *Qué es biomecánica - apuntes de clase*. Antioquia.

Rentero, A. (9 de August de 2011). *IRespresso*. Obtenido de Sistema de captura de movimientos:

<http://www.itespresso.es/el-sistema-de-captura-de-movimientos-de-disney-que-no-necesita-camaras-94700.html>

Repetto, A. (2005). *Bases biomecánicas para el análisis del movimiento humano*. Buenos Aires.

Robarts, S. (16 de July de 2014). *Honda's new ASIMO robot is all grown up*. Obtenido de NEW

ATLAS: <http://newatlas.com/new-honda-asimo-robot/32977/>

Rodríguez, A. (19 de July de 2010). *La reacción del cerebro ante nuevos estímulos inesperados*.

Obtenido de Fundacion Descubre: <https://fundaciondescubre.es/blog/2010/07/19/la-reaccion-del-cerebro-ante-nuevos-estimulos-ines7450/>

SENIAM. (15 de Noviembre de 2017). *SENIAM*. Obtenido de Recommendations:

<http://seniam.org/>

- Sport-Elec. (5 de July de 2011). *Colocación de los electrodos según los músculos*. Obtenido de Sport-Elec Electrostimulation: <http://www.sport-elec.es/zoom/colocacion-de-los-electrodos-segun-los-musculos>
- Texas Instruments. (2015). *INA12x Precision, Low Power Instrumentation Amplifiers*. Texas: Texas Instruments.
- Texas Instruments Inc. (2016). *TCA9548A Low-Voltage 8-Channel I2C Switch with Reset*. Dallas: Texas Instruments.
- Thakor, N. V. (1999). Biopotentials and Electrophysiology Measurement. En J. H. Medicine. LLC.
- Valparaíso, P. U. (12 de Abril de 2017). *Descripción Músculos Glúteos*. Obtenido de Módulo 15: <http://www.anatomiahumana.ucv.cl/efi/modulo15.html>
- WINTER, D. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement*. Waterloo: John Wiley & Sons.
- Yan, W., Weber, C., & Wermter, S. (2013). Learning indoor robot navigation using visual and sensorimotor map information. *Frontiers in Neurorobotics*, 15.
- Zerpa, C., Lees, C., Patel, P., & Pryzsucha, E. (2015). The Use of Microsoft Kinect for Human Movement . *International Journal of Sports Science* 2015, 120-127.

ANEXOS