



ESPE
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

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

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

**PROYECTO DE TITULACIÓN PREVIO A LA OBTENCIÓN
DEL TÍTULO DE INGENIERO EN MECATRÓNICA**

**TEMA: “DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EXOESQUELETO
DE 6 GDL PARA POTENCIAR LAS CAPACIDADES EN
PERSONAS QUE HAN PERDIDO LA MOVILIDAD PARCIAL
DEL MIEMBRO SUPERIOR DERECHO”**

AUTORES: MARIELA ANABEL MOLINA MENA

JOHANA JAZMINA SANCHO CULCAY

DIRECTOR: ING. MARCO SINGAÑA

CODIRECTOR: ING. FELIX MANJARRÉS

LATACUNGA

2015

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS - ESPE

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

CERTIFICADO

ING. MARCO SINGAÑA (Director)

ING. FÉLIX MANJARRÉS (Codirector)

CERTIFICAN

Que el trabajo titulado **“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EXOESQUELETO DE 6 GDL PARA POTENCIAR LAS CAPACIDADES EN PERSONAS QUE HAN PERDIDO LA MOVILIDAD PARCIAL DEL MIEMBRO SUPERIOR DERECHO”** realizado por Mariela Anabel Molina Mena y Johana Jazmina Sancho Culcay, ha sido guiado y revisado periódicamente y cumple normas estatutarias establecidas por la ESPE, en el Reglamento de Estudiantes de la Universidad de las Fuerza Armada-ESPE.

Latacunga, Mayo del 2015.

Ing. Marco Singaña

DIRECTOR

Ing. Félix Manjarrés

CODIRECTOR

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS - ESPE

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

Nosotras, Mariela Anabel Molina Mena,

Johana Jazmina Sancho Culcay

DECLARAMOS QUE:

El proyecto de grado denominado **“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EXOESQUELETO DE 6 GDL PARA POTENCIAR LAS CAPACIDADES EN PERSONAS QUE HAN PERDIDO LA MOVILIDAD PARCIAL DEL MIEMBRO SUPERIOR DERECHO”**, ha sido desarrollado con base a una investigación exhaustiva, respetando derechos intelectuales de terceros, conforme a las referencias que constan en las páginas correspondientes, cuyas fuentes se incorporan en la bibliografía.

Consecuentemente este trabajo es nuestra autoría.

En virtud de esta declaración, nos responsabilizamos del contenido, veracidad y alcance científico del proyecto de grado en mención.

Latacunga, Mayo del 2015.

Mariela Anabel Molina Mena

C.C: 050335917-6

Johana Jazmina Sancho Culcay

C.C: 180437568-9

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS - ESPE
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA
AUTORIZACIÓN

Nosotras, Mariela Anabel Molina Mena,

Johana Jazmina Sancho Culcay

Autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas - ESPE la publicación, en la biblioteca virtual de la Institución del trabajo denominado **“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EXOESQUELETO DE 6 GDL PARA POTENCIAR LAS CAPACIDADES EN PERSONAS QUE HAN PERDIDO LA MOVILIDAD PARCIAL DEL MIEMBRO SUPERIOR DERECHO”**, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi exclusiva responsabilidad y autoría.

Latacunga, Mayo del 2015.

Mariela Anabel Molina Mena

C.C: 050335917-6

Johana Jazmina Sancho Culcay

C.C: 180437568-9

DEDICATORIA

A mis padres Augusto y Nelly quienes con su amor y apoyo incondicional me han guiado todo el transcurso de mi vida convirtiéndome en la persona que ahora soy, a mis hermanas Silvia e Iveth que me brindan su cariño y amistad sincera, a mis tíos y abuelos que siempre me ayudan y se preocupan por mí, a Johana que en el transcurso de estos años se ha convertido en una gran amiga y confidente, a mis compañeros de aula en especial a Diana, Wilmer, Pamela, Ney, Cristian, Ivone y Nancy por compartir tantos momentos inolvidables, a ustedes y a toda mi familia les dedico este trabajo ya que de una u otra manera han contribuido conmigo para que hoy pueda cumplir mi sueño.

Mariela
maryanabel2@hotmail.com

Mi tesis la dedico con todo mi cariño a mis amados padres Víctor y Yolanda por su sacrificio y esfuerzo, por darme una carrera para mi futuro y el de mi familia, a ellos y mi hermana Cindy quienes con sus palabras de aliento no me dejaban decaer para que siguiera adelante, siempre sea perseverante y cumpla con mis ideales.

Con todo mi amor a mi querido esposo Alex por creer en mi capacidad, y aunque hemos pasado momentos difíciles siempre ha estado brindándome su comprensión, cariño y amor.

A mi amado hijo Christopher por ser mi fuente de motivación e inspiración para poder superarme cada día más y así poder luchar para que la vida nos depare un futuro mejor. A mis compañeros y amigos presentes y pasados, quienes sin esperar nada a cambio compartieron su conocimiento, alegrías y tristezas y a todas aquellas personas que durante estos cinco años estuvieron a mi lado apoyándome y lograron que este sueño se haga realidad.

A mis maestros, gracias por su tiempo, por su apoyo así como por la sabiduría que me transmitieron en el desarrollo de mi formación profesional.

Joys
joyspiu@gmail.com

AGRADECIMIENTO

A Dios por ser la luz que guía mi camino, y por ayudarme a cristalizar un sueño emprendido hace años, a mis padres Augusto y Nelly por brindarme su apoyo incondicional, tenerme paciencia y por estar ahí a mi lado en los momentos que más los necesitaba, a mis hermanas Silvia e Iveth por darme ánimo y fortaleza para seguir adelante y no desmayar.

Como no agradecer a mis tíos, primos y abuelitos por abrirme las puertas de su casa, brindarme cariño y comprensión y por estar siempre pendiente de mí y de todo lo que sucede en mi vida.

A Johana y su familia que me brindaron su amistad y confianza, permitiéndome entrar en su hogar y compartir buenos momentos, gracias por sus consejos.

Un agradecimiento especial a los Ingenieros Marco Singaña y Félix Manjarrés quienes han sido la guía y ejemplo para poder llevar a cabo este proyecto.

Mariela

Le agradezco a Dios por haberme acompañado y guiado a lo largo de mi carrera, por ser mi fortaleza en los momentos de debilidad y por brindarme una vida llena de aprendizajes, experiencias y sobre todo felicidad.

Le doy gracias a mis padres Yolanda y Victor por apoyarme en todo momento, por los valores que me han inculcado, y por haberme dado la oportunidad de tener una excelente educación en el transcurso de mi vida. Sobre todo por ser un excelente ejemplo de vida a seguir.

A mi hermoso hijo Christopher que a través de su sonrisa me enseña el valor que existe dentro de mí para luchar por alguien más, y la bendición que representa el ser madre. A mi esposo, compañero y amigo Alex por llenar mi vida de alegrías, amor y comprensión cuando más lo he necesitado.

A Mary por haber sido una excelente compañera de tesis y amiga, por haberme tenido la paciencia necesaria y por motivarme a seguir adelante en los momentos de desesperación y sobre todo por haber formado parte de mi familia a lo largo de este camino.

A mi familia política por ser parte significativa de mi vida, y por haber hecho el papel de una familia verdadera en todo momento, gracias por su apoyo, comprensión y sobre todo amistad.

Le agradezco la confianza, apoyo y dedicación de tiempo a nuestros profesores: Marco Singaña y Félix Manjarrés. Por haber compartido con nosotros sus conocimientos y amistad.

A mis amigos Juan Carlos y Roberto por confiar y creer en mí y haber hecho de mi etapa universitaria un trayecto de vivencias que nunca olvidaré.

Joys

ÍNDICE DE CONTENIDO

PORTADA	i
CERTIFICADO	ii
AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD	iii
AUTORIZACIÓN	iv
DEDICATORIA	v
AGRADECIMIENTO	vi
INDICE DE CONTENIDO	viii
INDÍCE DE TABLAS	xii
ÍNDICE DE FIGURAS	xiv
ÍNDICE DE ECUACIONES	xxiii
RESUMEN	xxiv
ABSTRACT	xxv
PRESENTACIÓN	xxvi
CAPÍTULO I	1
GENERALIDADES	1
1.1 Electromiografía	1
1.1.1 Miología del miembro superior	1
1.1.2 Señales electromiográficas.....	5
1.2 Exoesqueletos	5
1.2.1 Órtesis	5
1.2.2 Antecedentes de exoesqueletos.....	6
1.2.3 Clasificación de los exoesqueletos.....	11
1.2.4 Aplicaciones más importantes de los exoesqueletos	13
1.3 Partes constitutivas del exoesqueleto de miembro superior.	15

1.3.1	Estructura o marco	15
1.3.2	Baterías	23
1.3.3	Sensores	24
1.3.4	Controlador	27
1.3.5	Actuadores	36
CAPÍTULO II		39
DISEÑO Y SELECCIÓN DE COMPONENTES		39
2.1	Diagrama de bloques general del sistema	39
2.1.1	Adquisición de señales electromiográficas	39
2.1.2	Procesamiento	47
2.1.3	Sistema de control	48
2.2	Análisis biomecánico del miembro superior	48
2.2.1	Biomecánica del hombro.....	50
2.2.2	Biomecánica del codo	56
2.3	Planificación de movimientos y análisis de señales electromiográficas.....	61
2.4	Diseño del sistema mecánico, eléctrico y electrónico.....	66
2.4.1	Parámetros mecánicos	66
2.4.2	Parámetros eléctricos y electrónicos	67
2.4.3	Diseño del sistema mecánico	68
2.4.4	Análisis estático de la estructura del exoesqueleto	85
2.4.5	Cinemática del exoesqueleto de miembro superior	101
2.4.6	Diseño del sistema electrónico.....	105
2.5	Selección de elementos y/o dispositivos.....	107
2.5.1	Selección del material de la estructura.....	107
2.5.2	Selección de servomotores.....	109

2.5.3	Selección de baterías	114
2.5.4	Selección de sistema de adquisición de señales.....	116
2.5.5	Selección del controlador	119
2.5.6	Selección de la banda de transmisión.....	122
CAPÍTULO III.....		123
MONTAJE DEL EXOESQUELETO		123
3.1	Ensamble y acoplamiento de elementos mecánicos, eléctricos-electrónicos.....	123
3.1.1	Construcción del sistema mecánico.	123
3.1.2	Ensamble del exoesqueleto	130
3.1.3	Montaje de servomotores	134
3.2	Adquisición de la señal.	138
3.3	Procesamiento de la señal EMG.	139
3.4	Implementación del sistema de control.....	149
3.4.1	Conexión tarjeta Pololu con Arduino Uno.....	150
3.4.2	Conexión de los servomotores.	153
3.4.3	Ubicación de baterías.	156
3.5	Programación de trayectorias	157
3.5.1	Movimientos del brazo.....	158
CAPÍTULO IV		162
PRUEBAS Y RESULTADOS		162
4.1	Pruebas del sistema mecánico electrónico y control.....	162
4.1.1	Pruebas del sistema mecánico.....	162
4.1.2	Pruebas de obtención de señales electromiográficas	166
4.1.3	Pruebas del sistema electrónico.	170

4.2	Equipamiento del exoesqueleto en el paciente.	173
4.2.1	Colocación de electrodos	173
4.2.2	Toma de señales en el paciente.	174
4.2.3	Montaje de la estructura en el paciente.....	175
4.3	Pruebas generales del exoesqueleto de extremidad superior.	177
4.3.1	Pruebas del exoesqueleto sin carga.....	177
4.3.2	Pruebas del exoesqueleto con carga.....	179
4.4	Resultados	183
4.4	Validación de la hipótesis.	184
4.5	Análisis técnico- económico.	187
	CAPÍTULO V	189
	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	189
5.1	Conclusiones	189
5.2	Recomendaciones	191
	BIBLIOGRAFÍA	193
	ANEXOS	195

INDÍCE DE TABLAS

TABLA 1. 1	Propiedades del plástico ABS	17
TABLA 1. 2	Propiedades mecánicas del teflón	18
TABLA 1. 3	Propiedades térmicas del teflón.....	19
TABLA 1. 4	Propiedades térmicas del teflón.....	20
TABLA 1. 5	Características Arduino UNO	28
TABLA 1. 6	Referencia de comandos del software centro de control maestro .	32
TABLA 1. 7	Comandos matemáticos unitarios del software centro de control maestro.....	34
TABLA 1. 8	Comandos matemáticos binarios del software centro de control maestro.....	34
TABLA 1. 9	Servo, LED, y otros comandos de salida	35
TABLA 2. 1	Ejes principales del hombro	51
TABLA 2. 2	Grados de movilidad de la articulación del hombro.....	56
TABLA 2. 3	Grados de movilidad de la articulación del codo.	59
TABLA 2. 4	Parámetros inerciales generados por (clauster, 1969).....	60
TABLA 2. 5	Músculos de miembro superior y señales emg.....	62
TABLA 2. 6	Pesos el brazo humano y de la estructura.....	70
TABLA 2. 7	Torques máximos del miembro superior.....	75
TABLA 2. 8	Parámetros característicos del abs a 25°C.....	86
TABLA 2. 9	Elementos de la estructura del exoesqueleto diseñado.....	87
TABLA 2. 10	Elementos de la estructura del exoesqueleto diseñado.....	89
TABLA 2. 11	Análisis de movimiento del exoesqueleto	101
TABLA 2. 12	Características comparativas entre materiales.....	107
TABLA 2. 13	Características del abs seleccionado.....	108
TABLA 2. 14	Características del aluminio seleccionado.....	109

TABLA 2. 15	Comparación de servomotores	110
TABLA 2. 16	Especificaciones técnicas de Pololu hd 1235 mg.....	112
TABLA 2. 17	Selección de baterías	115
TABLA 2. 18	Sistema de adquisición de señales emg.....	117
TABLA 2. 19	Selección del controlador del sistema	119
TABLA 2. 20	Comparativa maestro - servocontrol	121
TABLA 3. 1	Tiempo y uso de material de impresión 3d	127
TABLA 3. 2	Tabla de verdad de movimientos.....	158
TABLA 4. 1	Dimensiones de Probetas	162
TABLA 4. 2	Datos obtenidos en el ensayo de tracción.....	165
TABLA 4. 3	Parámetros calculados en el ensayo	165
TABLA 4. 4	Comprobación de voltajes.....	171
TABLA 4. 5	Comprobación de voltajes con paciente de menor actividad.....	172
TABLA 4. 6	Comprobación de voltajes con paciente en constante actividad..	173
TABLA 4. 7	Pruebas del exoesqueleto con carga.....	183
TABLA 4. 8	Resumen de pruebas realizadas con exoesqueleto.....	184
TABLA 4. 9	Tabla de contingencia	187
TABLA 4. 10	Desglose de gastos del proyecto.....	188

ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA 1. 1	Miología del miembro superior	1
FIGURA 1. 2	Músculos intrínsecos del hombro	2
FIGURA 1. 4	Músculos del brazo	3
FIGURA 1. 5	Músculos del antebrazo	4
FIGURA 1. 6	Señales mioeléctricas generadas en los músculos.....	5
FIGURA 1. 7	Clasificación de la órtesis según su funcionamiento.....	5
FIGURA 1. 8	Primer exoesqueleto desarrollado.....	7
FIGURA 1. 9	Proyecto Hardiman.....	7
FIGURA 1. 10	Versión final de Wotas para el control de tres movimientos	8
FIGURA 1. 11	Exoesqueleto de 4 GDL.....	8
FIGURA 1. 12	Exoesqueleto Caden-7.....	9
FIGURA 1. 13	Diseño del exoesqueleto Mahi.....	9
FIGURA 1. 14	Dispositivo de rehabilitación motora.....	10
FIGURA 1. 15	Exoesqueleto Rewalk	10
FIGURA 1. 16	Exoesqueleto Hal.....	11
FIGURA 1. 17	Exoesqueleto aplicado a la milicia	13
FIGURA 1. 18	Exoesqueleto aplicado a la medicina	14
FIGURA 1. 19	Exoesqueleto aplicado a la medicina	14
FIGURA 1. 20	Marco de un exoesqueleto.....	15
FIGURA 1. 21	Material de impresión abs	16
FIGURA 1. 22	Sensores EMG	24
FIGURA 1. 23	Esquema del dispositivo muscle sensor v3	25
FIGURA 1. 24	Dimensiones del dispositivo muscle sensor v3.....	26
FIGURA 1. 25	Brazalete de sensores.....	26

FIGURA 1. 26	Placa arduino uno	27
FIGURA 1. 27	Interfaz software arduino.....	30
FIGURA 1.28	Interfaz software processing.....	30
FIGURA 1. 29	Familia de tarjetas controladoras de servomotores marca Pololu.....	31
FIGURA 1. 30	Constitución de un servomotor.....	36
FIGURA 1. 31	Potenciómetro controlador de posición del servomotor.....	37
FIGURA 1. 32	Ejemplo de una señal para servomotor	38
FIGURA 1. 33	Ángulos de funcionamiento según duración de pulso	38
FIGURA 1. 34	Diagrama de un servomotor típico de modelismo.	38
FIGURA 2. 1	Diagrama de Bloques del Proyecto	39
FIGURA 2. 2	Partes de un electrodo	40
FIGURA 2. 3	Partes de un electrodo	41
FIGURA 2. 4	Colocación de electrodos	42
FIGURA 2. 5	Circuito Equivalente de la interfaz piel	43
FIGURA 2. 6	Impedancia del electrodo Ag/AgCl	44
FIGURA 2. 7	Diagramas de amplitud, fase y retardo de un grupo para un filtro pasabajos ideal	45
FIGURA 2. 8	Diagramas de amplitud, fase y retardo de un grupo para un filtro pasaaltos ideal	45
FIGURA 2. 9	Diagramas de amplitud, fase y retardo de un grupo para un filtro pasabanda ideal	46
FIGURA 2. 10	Diagramas de amplitud, fase y retardo de un grupo para un filtro rechazabanda ideal	46
FIGURA 2. 11	Diagrama de Bloques del Procesamiento	47

FIGURA 2. 12	Regiones del miembro superior	49
FIGURA 2. 13	Grados de libertad del hombro	49
FIGURA 2. 14	Analogía miembro superior –palanca	50
FIGURA 2. 15	Articulaciones del hombro.....	51
FIGURA 2. 16	Elevación normal del Hombro.....	53
FIGURA 2. 17	Extensión del Hombro	53
FIGURA 2. 18	Abducción del Hombro.....	54
FIGURA 2. 19	Aducción Horizontal del Hombro	54
FIGURA 2. 20	Rotación Externa	55
FIGURA 2. 21	Rotación Interna.....	55
FIGURA 2. 22	Eje para la flexo-extensión del codo.....	57
FIGURA 2. 23	Flexión del codo	57
FIGURA 2. 24	Extensión del codo.....	58
FIGURA 2. 25	Movimientos de Pronación y Supinación del antebrazo.....	58
FIGURA 2. 26	Goniometría de la pronación del antebrazo.	58
FIGURA 2. 27	Goniometría de la supinación del antebrazo.....	59
FIGURA 2. 28	Movimientos del brazo	62
FIGURA 2. 29	Exoesqueleto Titan Arm	69
FIGURA 2. 30	Primer modelo creado en Solidworks.....	69
FIGURA 2. 31	Ubicación de los momentos en la estructura.	72
FIGURA 2. 32	Longitud ubicación momento 1	73
FIGURA 2. 33	Longitud del brazo + antebrazo.	73
FIGURA 2. 34	Longitud del antebrazo.	74
FIGURA 2. 35	Uso de Inspire para optimización de recursos	75
FIGURA 2. 36	Icono Optimize de Inspire	76

FIGURA 2. 37	Pieza optimizada en Inspire.	76
FIGURA 2. 38	Pieza final optimizada.....	77
FIGURA 2. 39	Unión espalar - hombro.	77
FIGURA 2. 40	Unión espaldar - hombro	78
FIGURA 2. 41	Unión hombro - brazo.....	78
FIGURA 2. 42	Pieza del brazo móvil.....	79
FIGURA 2. 43	Pieza del brazo fijo.	79
FIGURA 2. 44	Pieza del antebrazo fijo.....	80
FIGURA 2. 45	Pieza del antebrazo móvil.	80
FIGURA 2. 46	Ensamble espaldar y eslabón espaldar-brazo.	81
FIGURA 2. 47	Ensamble eslabón espaldar-brazo y espaldar hombro.	81
FIGURA 2. 48	Ensamble eslabón espaldar hombro y hombro-brazo.	82
FIGURA 2. 49	Ensamble eslabón hombro-brazo y brazo 1.....	82
FIGURA 2. 50	Ensamble eslabón brazo 1 y brazo 2.....	83
FIGURA 2. 51	Ensamble eslabón brazo y antebrazo 1.....	83
FIGURA 2. 52	Ensamble eslabón antebrazo 1 y antebrazo 2.	84
FIGURA 2. 53	Ensamble total.	84
FIGURA 2. 54	Ensamble total con servomotores representativos.....	85
FIGURA 2. 55	Ensamble total con servomotores representativos.....	87
FIGURA 2. 56	Parámetros previos de análisis estático a) Geometría fija, b)Gravedad, c) Carga remota, d)Torques externos.	88
FIGURA 2. 57	Mallado de la estructura del Exoesqueleto	90
FIGURA 2. 58	Tensión de Von Mises en la estructura del Exoesqueleto	91
FIGURA 2. 59	Factor de Seguridad del Exoesqueleto de Miembro Superior ...	92
FIGURA 2. 60	Mallado pieza antebrazo fijo	92

FIGURA 2. 61	Mallado completo pieza antebrazo fijo.....	93
FIGURA 2. 62	Teoría de Von Mises.....	93
FIGURA 2. 63	Mallado pieza antebrazo móvil.....	93
FIGURA 2. 64	Mallado final y Teoría de Von Mises	94
FIGURA 2. 65	Mallado pieza brazo fijo	94
FIGURA 2. 66	Mallado final y Teoría de Von Mises	95
FIGURA 2. 67	Mallado pieza brazo móvil	95
FIGURA 2. 68	Mallado final y Teoría de Von Mises	96
FIGURA 2. 69	Mallado pieza espaldar brazo	96
FIGURA 2. 70	Mallado final y Teoría de Von Mises	97
FIGURA 2. 71	Procesamiento COMSOL pieza espaldar hombro	97
FIGURA 2. 72	Mallado pieza hombro brazo	98
FIGURA 2. 73	Mallado final y Teoría de Von Mises	98
FIGURA 2. 74	Mallado pieza espaldar	98
FIGURA 2. 75	Mallado final espaldar	99
FIGURA 2. 76	Diagramas de tensión y momento máximo	99
FIGURA 2. 77	Diagrama del Sistema Electrónico del Exoesqueleto	105
FIGURA 2. 78	ABS color negro	108
FIGURA 2. 79	Servomotor Vigor VSD-11YMB.....	111
FIGURA 2. 80	Dimensiones del servo.....	112
FIGURA 2. 81	Pololu HD 1235MG.....	112
FIGURA 2. 82	Servomotor Pololu Torxis i600	113
FIGURA 2. 83	Servomotor Hitec HS-815BB	114
FIGURA 2. 84	Batería de Li-Po	116
FIGURA 2. 85	Electrodos de EMG superficiales	118

FIGURA 2. 86	Banda Policord.....	122
FIGURA 3. 1	Impresora Cincel 3D	123
FIGURA 3. 2	Añadir un objeto en MakerWare	124
FIGURA 3. 3	Posicionamiento de la pieza sobre la plataforma de impresión	124
FIGURA 3. 4	Selección de la impresora Replicator Dual	125
FIGURA 3. 5	Selección de parámetros de impresión	125
FIGURA 3. 6	Vista previa de la impresión	126
FIGURA 3. 7	Visualización de temperatura de trabajo	126
FIGURA 3. 8	Impresión de piezas	128
FIGURA 3. 9	Espaldar de la estructura.....	129
FIGURA 3. 10	Diagrama de flujo de impresión 3D	129
FIGURA 3. 11	Piezas impresas del exoesqueleto.....	130
FIGURA 3. 12	Unión de sujeciones al brazo fijo	131
FIGURA 3. 13	Sujeción del brazo	131
FIGURA 3. 14	Ensamble del brazo	131
FIGURA 3. 15	Sujeción del antebrazo fijo.....	132
FIGURA 3. 16	Ensamble del antebrazo.....	132
FIGURA 3. 17	Sujetadores del exoesqueleto.....	133
FIGURA 3. 18	Ensamble de eslabones impresos.	133
FIGURA 3. 19	Ajuste de rodamientos para incrustar los ejes de servomotores.	134
FIGURA 3. 20	Ajuste de polea para Servomotor 1.	134
FIGURA 3. 21	Montaje de Servomotor 1	135
FIGURA 3. 22	Montaje de Servomotor 2.....	136
FIGURA 3. 23	Montaje de Servomotor 3.....	136

FIGURA 3. 24	Montaje de Servomotor 4.....	137
FIGURA 3. 25	Vista de exoesqueleto con servomotores.....	138
FIGURA 3. 26	Caja de adquisición de señales electromiográficas	138
FIGURA 3. 27	Conexión de fuente de alimentación	139
FIGURA 3. 28	Adquisición de la señal EMG.....	140
FIGURA 3. 29	Acondicionamiento de la señal.....	141
FIGURA 3. 30	Acondicionamiento de la señal.....	142
FIGURA 3. 31	Acondicionamiento de la señal.....	143
FIGURA 3. 32	Componentes del circuito electrónico	144
FIGURA 3. 33	Circuito INA106.....	145
FIGURA 3. 34	Primera etapa Circuito Muscle Sensor V3.....	146
FIGURA 3. 35	Segunda etapa Circuito Muscle Sensor V3.....	147
FIGURA 3. 36	Tercera etapa Circuito Muscle Sensor V3.....	148
FIGURA 3. 37	Cuarta etapa Circuito Muscle Sensor V3.....	148
FIGURA 3. 38	Quinta etapa Circuito Muscle Sensor V3.....	149
FIGURA 3. 39	Conexión Arduino UNO con Pololu.....	150
FIGURA 3. 40	Componentes Maestro Servo Controller mini-12.....	150
FIGURA 3. 41	Componentes Maestro Servo Controller mini-12.....	151
FIGURA 3. 42	Pantalla principal del programa Arduino.....	151
FIGURA 3. 43	Conexión Jumper.....	152
FIGURA 3. 44	Calibración de servomotores en Pololu.....	152
FIGURA 3. 45	Calibración de servomotores en Pololu.....	153
FIGURA 3. 46	Conexión Servomotores con Mini Maestro servo controlador USB.....	154
FIGURA 3. 47	Circuito de arranque y alimentación del exoesqueleto.....	154

FIGURA 3. 48	Circuito de arranque y alimentación del exoesqueleto.....	155
FIGURA 3. 49	Circuito de arranque del exoesqueleto	155
FIGURA 3. 50	Conectores de baterías de Li-Po.....	156
FIGURA 3. 51	Ubicación de baterías de Li-Po	156
FIGURA 3. 52	Ensamble total del exoesqueleto	157
FIGURA 3. 53	Librerías y constantes a utilizar.....	159
FIGURA 3. 54	Código de Void Setup	159
FIGURA 3. 55	Código de Void loop	160
FIGURA 3. 56	Código para visualizar las señales.....	161
FIGURA 4. 1	Esquema de probeta tipo I.....	163
FIGURA 4. 2	Probetas para el ensayo	163
FIGURA 4. 3	Máquina Universal para ensayo de tracción.....	164
FIGURA 4. 4	Probetas después del ensayo de tracción.....	164
FIGURA 4. 5	Sensor Muscle Sensor V3.....	166
FIGURA 4. 6	Conexión de electrodos a la tarjeta Arduino	166
FIGURA 4. 7	Gel conductor para aplicación de electrodos.....	167
FIGURA 4. 8	Aplicación de electrodos músculo bíceps braquial.	167
FIGURA 4. 9	Músculo bíceps relajado.....	168
FIGURA 4. 10	Músculo bíceps contraído.....	168
FIGURA 4. 11	Aplicación de electrodos músculo supraespinoso.	168
FIGURA 4. 12	Músculo supraespinoso relajado.	169
FIGURA 4. 13	Músculo supraespinoso contraído	169
FIGURA 4. 14	Aplicación de electrodos en el músculo deltoides.....	169
FIGURA 4. 15	Músculo deltoides relajado.....	170
FIGURA 4. 16	Músculo deltoides contraído	170

FIGURA 4. 17	Comprobación de voltaje para el sensado de señales EMG....	171
FIGURA 4. 18	Medición de voltaje en baterías de Li-po	172
FIGURA 4. 19	Colocación de electrodos en el paciente.....	173
FIGURA 4. 20	Señal para flexión del brazo.	174
FIGURA 4. 21	Señal para extensión frontal del brazo.	175
FIGURA 4. 22	Señal para extensión lateral del brazo.	175
FIGURA 4. 23	Colocación de correas.	176
FIGURA 4. 24	Colocación de sujetadores en el brazo.	176
FIGURA 4. 25	Vistas del exoequeleto montado en el paciente.....	177
FIGURA 4. 26	Prueba de flexión – extensión del codo.....	178
FIGURA 4. 27	Prueba abducción - aducción del brazo.....	178
FIGURA 4. 28	Prueba de flexión - extensión lateral del brazo	178
FIGURA 4. 29	Prueba de flexión y extensión frontal del brazo	179
FIGURA 4. 30	Colocación de electrodos.....	180
FIGURA 4. 31	Montaje del exoesqueleto en la persona.....	180
FIGURA 4. 32	Flexión del codo con el Servomotor Hitec	181
FIGURA 4. 33	Abducción y aducción del hombro con el Servomotor Pololu	181
FIGURA 4. 34	Flexión lateral del hombro con el Servomotor Vigor.....	182
FIGURA 4. 35	Flexión frontal del hombro con el Servomotor Torxis i600....	182

ÍNDICE DE ECUACIONES

ECUACIÓN 2. 1	69
ECUACIÓN 2. 2	71
ECUACIÓN 2. 3	72
ECUACIÓN 2. 4	73
ECUACIÓN 2. 5	90
ECUACIÓN 2. 6	91
ECUACIÓN 2. 7	100
ECUACIÓN 2. 8	100
ECUACIÓN 2. 9	100
ECUACIÓN 2. 10	100
ECUACIÓN 2. 11	100
ECUACIÓN 2. 12	100
ECUACIÓN 2. 13	100
ECUACIÓN 2. 14	100
ECUACIÓN 4. 1	165
ECUACIÓN 4. 2	185
ECUACIÓN 4. 3	186

RESUMEN

El presente trabajo tiene como finalidad el diseño y construcción de un exoesqueleto de 6 GDL para potenciar las capacidades en personas que han perdido la movilidad parcial del miembro superior derecho, mejorando su estilo de vida en el desarrollo de sus actividades. Un exoesqueleto en el ámbito de la robótica es una máquina móvil que está compuesta de una estructura mecánica como marco y una fuente de alimentación que suministra la energía para el movimiento de la extremidad. Un exoesqueleto es, una estructura diseñada para ser usada sobre el cuerpo humano como una prenda de vestir, sirve de apoyo y es usado para asistir movimientos o aumentar la fuerza en un ser humano. Para la construcción se toma en cuenta la adquisición de señales electromiográficas, el procesamiento de las mismas, y el control de los actuadores. El sistema de control está diseñado para utilizar las señales mioeléctricas musculares, se esperan niveles de señales bajos y comportamientos diferentes en el funcionamiento de los músculos de cada individuo, y así procesarlas obteniendo una señal de control del servomotor en tiempo real acorde a la magnitud de la intención del paciente. Esta iniciativa, es de gran interés debido a que en el Ecuador no existen proyectos de este tipo y los resultados obtenidos permitirán desarrollar otras aplicaciones relacionadas con la biomecánica de extremidades, aportando en gran parte el desarrollo de nuevas tecnologías en el país e incluso una nueva competencia en el mercado, a nivel nacional e internacional.

PALABRAS CLAVE:

- **ELECTROMIOGRAFÍA**
- **EXOESQUELETO**
- **BIOMECÁNICA**
- **MECATRÓNICA**

ABSTRACT

This paper aims to design and construction a 6 DOF exoskeleton to enhance capabilities in people who have lost partial mobility of the right upper limb, improving your lifestyle in the development of their activities. An exoskeleton in the field of robotics is a mobile machine that is provided with a mechanical structure as a frame and a power source that supplies energy for movement of the limb. An exoskeleton is a structure designed for use on the human body as a garment, supports and is used to assist movement or increase strength in a human. For construction takes into account the acquisition of EMG signals, processing them, and control actuators. The control system is designed to use the muscle myoelectric signals, low levels of signals and different behaviors in the functioning of muscles of each individual expected, and thus process them to obtain a control signal of the actuator in real time according to the magnitude of intended patient. This initiative is of great interest because there are no such projects and the results will allow to develop other applications related to the biomechanics of limbs, bringing the development of new technologies in the country largely and in Ecuador including a new market competition, nationally and internationally.

KEYWORDS:

- **ELECTROMYOGRAPHY**
- **EXOSKELETON**
- **BIOMECHANICS**
- **MECHATRONICS**

PRESENTACIÓN

En el presente proyecto se detalla el diseño y construcción de un exoesqueleto de 6 GDL para personas que han perdido la movilidad parcial del miembro superior derecho.

El Capítulo 1 presenta antecedentes de los tipos de exoesqueletos desarrollados, conceptos y términos generales de señales electromiográficas y control de servomotores.

El Capítulo 2 detalla el diseño tanto mecánico como electrónico conjuntamente realizado con programas computacionales y además se presenta la selección de componentes necesarios para la construcción final del exoesqueleto.

El Capítulo 3 presenta la construcción mecánica y electrónica del exoesqueleto, su ensamble total y los algoritmos de control para planificar el movimiento de cada articulación.

En el Capítulo 4 se presentan las pruebas realizadas de la obtención de señales electromiográficas, primero en personas que poseen total movilidad en su brazo y luego en pacientes con algún tipo de distrofia muscular.

El Capítulo 5 muestra las conclusiones y recomendaciones generales que se obtienen al concluir con el desarrollo del proyecto.

Se incluye los anexos de los planos de cada pieza realizada y referencias bibliográficas que sirven para profundizar el estudio realizado.

CAPÍTULO I

GENERALIDADES

1.1 ELECTROMIOGRAFÍA

Electromiografía (EMG) es una técnica para la evaluación y registro de la actividad eléctrica producida por los músculos esqueléticos. La EMG se desarrolla utilizando un instrumento médico llamado electromiógrafo, para producir un registro llamado electromiograma. (Kamen, 2004)

El electromiograma es una prueba para estudiar el funcionamiento del sistema nervioso periférico y de los músculos que inerva. Gracias a esto se pueden diagnosticar enfermedades neuromusculares congénitas o adquiridas, y permite clasificarlas según su intensidad y origen. (Saceda, 2014)

Un electromiógrafo detecta el potencial de acción que activa las células musculares, cuando éstas son activadas neuralmente o eléctricamente, las señales pueden ser analizadas para detectar anomalías.

1.1.1 MIOLOGÍA DEL MIEMBRO SUPERIOR

Los músculos del miembro superior se observan en la Figura 1.1 y están divididos en 4 regiones: Hombro, brazo, antebrazo y mano, a continuación se detallará cada uno.

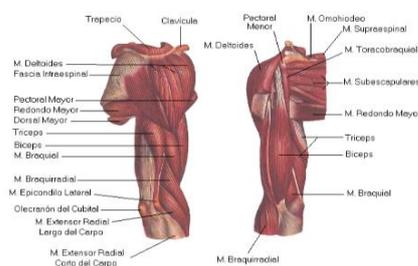


Figura 1. 1 Miología del miembro superior

Fuente: <http://anatomiateorica1marilu.blogspot.com/2012/01/anatomia-1-miembro-superior-e-inferior.html>

a. MÚSCULOS DEL HOMBRO

En la Figura 1.2 se puede apreciar los músculos que forman parte del hombro.

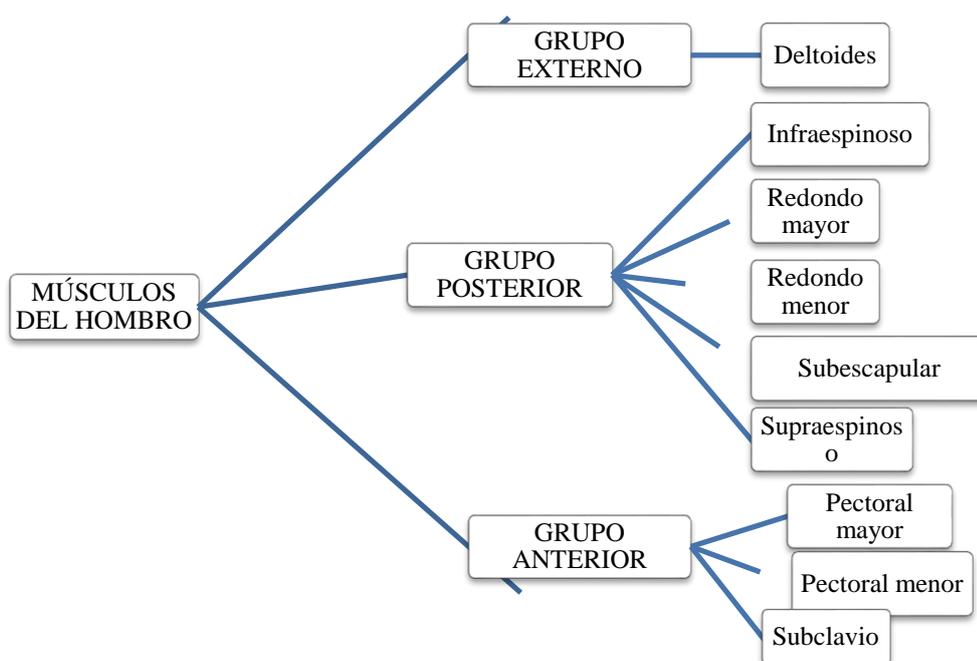


Figura 1. 2 Músculos Intrínsecos del Hombro

- **DELTOIDES:** Abductor del brazo.
- **REDONDO MAYOR:** Aductor y rotador interno.
- **SUBESCAPULAR:** Aductor y rotador medial del humero.
- **SUPRAESPINOSO:** Abducción del brazo
- **PECTORAL MAYOR:** Aducción y rotación interna.
- **SUBCLAVIO:** Desciende la clavícula.

b. MÚSCULOS DEL BRAZO

Se divide en 2 regiones anterior y posterior, como se detalla en la siguiente figura.

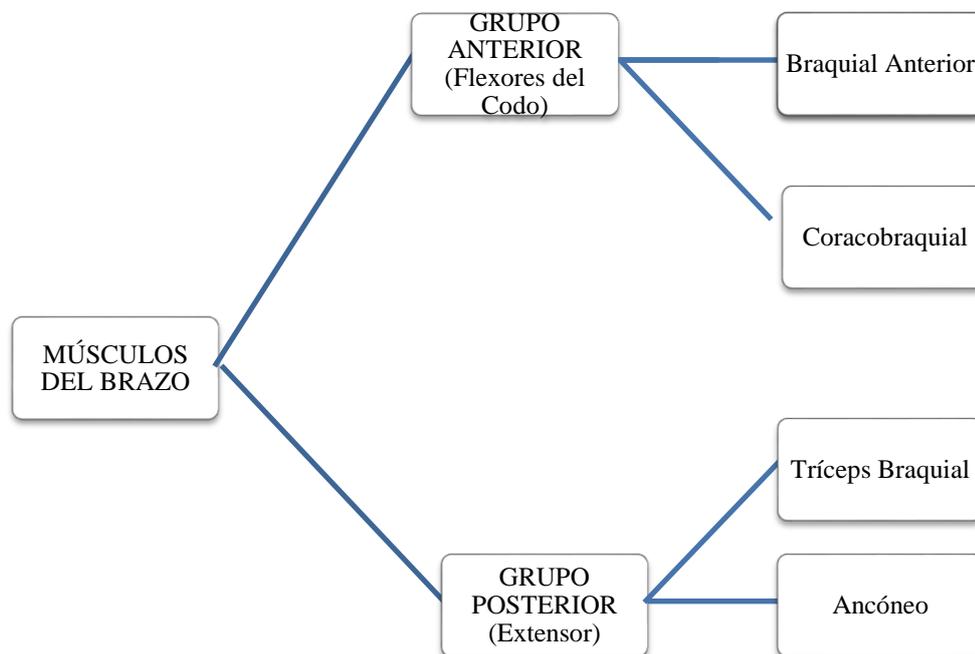


Figura 1. 3 Músculos del Brazo

- **BICEPS BRAQUIAL:** Flexor de codo y supinador.
- **BRAQUIAL ANTERIOR:** Flexor de codo.
- **CORACOBRAQUIAL:** Flexor de hombro, lleva el brazo hacia arriba y adentro.
- **TRICEPS BRAQUIAL:** Extensor de codo. La porción larga hace aducción.
- **ANCONEO:** Músculo de la región posterior del antebrazo que tiene una forma de pirámide. Es el encargado de extender el antebrazo.

c. MÚSCULOS DEL ANTEBRAZO

La región muscular del antebrazo está compuesta por veinte músculos, y se dividen en tres regiones musculares detalladas en la Figura 1.4.

- Región anterior
- Región posterior externa
- Región posterior

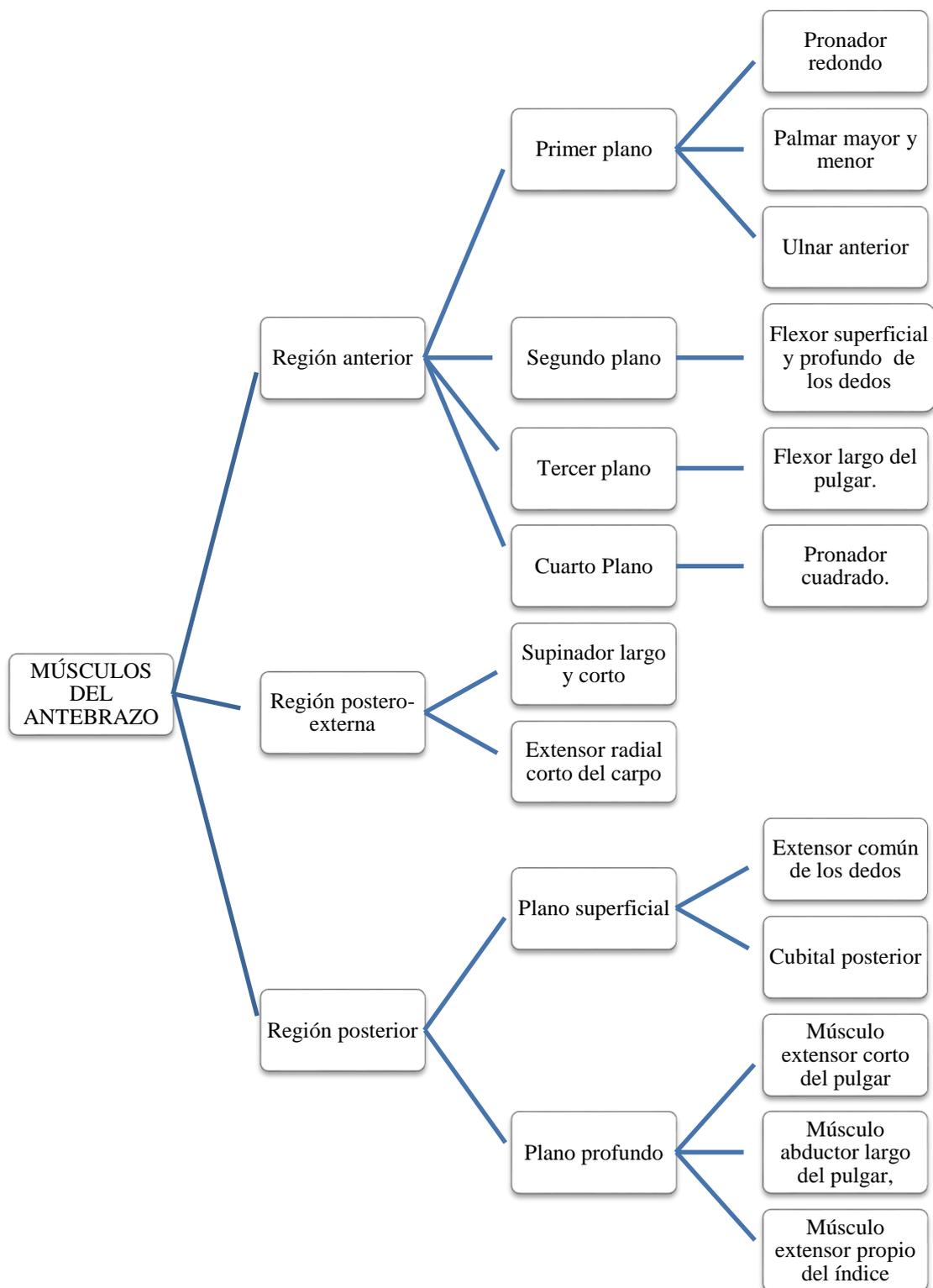


Figura 1. 4 Músculos del Antebrazo

1.1.2 SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS

Las señales EMG, son aquellas que se presentan al tensionar o distensionar un músculo. Al contraerlo, se genera una señal eléctrica de unos cuantos microvoltios como se presenta en la Figura 1.5 por lo tanto es necesario amplificar dicha señal para poder utilizarla en algún dispositivo que se requiera. (Konrad, 2005).

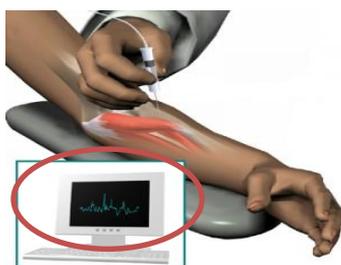


Figura 1. 5 Señales mioeléctricas generadas en los músculos.

Fuente: <http://nursingcrib.com/nursing-notes-reviewer/medical-surgical-nursing/electromyography-emg/>

1.2 EXOESQUELETOS

1.2.1 ORTESIS

Se define órtesis como un aparato usado para modificar las características funcionales o estructurales del sistema neuro-muscular-esquelético (Levy, Ana Esther y Cortés Barragán, 2003). Se pueden clasificar de manera general según su principio de funcionamiento en 2 grupos (Figura 1.6).

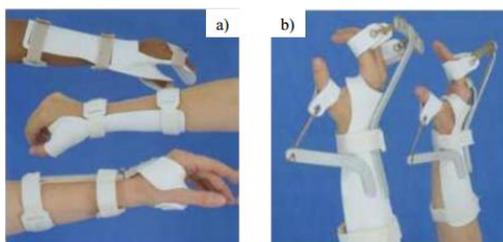


Figura 1. 6 Clasificación de la órtesis según su funcionamiento

Fuente: http://www.arcesw.com/o_m_s.pdf

a) PASIVAS

Aparatos cuyo diseño contempla solamente partes mecánicas; y sus diseños no permiten dar movilidad a las articulaciones del cuerpo humano.

b) ACTIVAS

Una de las aplicaciones son los exoesqueletos, que son mecanismos estructurales externos adaptados a seres humanos. El contacto entre el usuario y el exoesqueleto permite transferir potencia mecánica y señales de información, para dar fuerza y movilidad a las articulaciones.

Por definición un exoesqueleto es un sistema biomecatrónico, en donde el mecanismo está acondicionado a la estructura física del cuerpo humano, y un control que puede ser con señales del cerebro, con sensores conectados a la piel humana, y actuadores analógicos a las funciones del cuerpo, estos pueden actuar como un sistema para realizar diferentes actividades. (Pons, 2008)

1.2.2 ANTECEDENTES DE EXOESQUELETOS

La preocupación del ser humano desde hace muchos milenios por mejorar la calidad de vida de las personas que por accidentes o problemas congénitos ha perdido la capacidad de mover o de manipular objetos, ha llevado a que se creen a lo largo de la historia diferentes dispositivos que pueden aliviar en parte distintos tipos de discapacidades.

Los exoesqueletos fueron creados para aplicaciones industriales y médicas desde la década de 1960, otros fueron desarrollados con el propósito de incrementar las capacidades humanas al inicio de la década de 1990 (Gopura y Kiguchi, 2009).

El primer exoesqueleto mostrado en la Figura 1.7 fue diseñado en 1969 por el profesor Vukobratovic en el Instituto Mihailo Pupin, localizado en la actual Serbia, enfocándose en el miembro inferior, impulsado neumáticamente y con una programación cinemática mínima, para producir una marcha antropomórfica mínima.



Figura 1. 7 Primer exoesqueleto desarrollado

Fuente: http://www.hctlab.com/jornadas_e-accesibilidad/presentaciones/3.pdf

A inicios de la década de 1970 un grupo de investigadores de la Universidad Cornell y posteriormente de General Electric desarrollaron uno de los primeros sistemas teleoperados maestro-esclavo nombrados Hardiman y Handyman.

(Ralph Mosher, 1960) ingeniero de “General Electric diseñó un traje robótico capaz de potenciar la fuerza humana, brindándole al usuario la posibilidad de cargar hasta 1500 kilogramos sin mayor dificultad.

Como se puede observar en la Figura 1.8, Hardiman fue el primer proyecto serio de un exoesqueleto robótico y el más ambicioso de General Electric y digno de admiración para la época en que fue creado. Lamentablemente el proyecto fracasó, la incontrolable violencia de sus movimientos la ineficiencia de sus piernas que componían la base del traje no permitieron que llegara a tener un desarrollo óptimo.



Figura 1. 8 Proyecto Hardiman

Fuente: http://www.hctlab.com/jornadas_e-accesibilidad/presentaciones/3.pdf

Rocon diseñó un exoesqueleto para el miembro superior basado en la tecnología robótica (Figura 1.9), se diseñó como un medio para suprimir los temblores mediante la aplicación de fuerzas; aparte de eso, es un robot capaz de registrar la información cinemática del brazo aunque funcione con señales de EMG, se pueden utilizar otro tipo de sensores para detectar la intención del movimiento del brazo (Rocon, 2007).

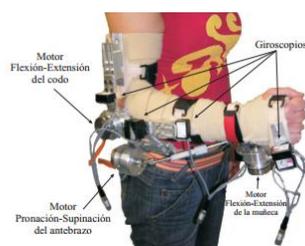


Figura 1. 9 Versión final de WOTAS para el control de tres movimientos

Fuente: http://www.hctlab.com/jornadas_e-accesibilidad/presentaciones/3.pdf

Kiguchi en el año 2007 creó un exoesqueleto activo de 4 GDL con centro móvil de rotación de la articulación del hombro como se observa en la Figura 1.10, éste ayuda en la flexo-extensión vertical, en la flexo extensión horizontal del hombro, en la flexo-extensión del codo. Se encuentra instalado en una silla de ruedas, y las personas pueden utilizarlo sin problema, puesto que no tienen que cargarlo.

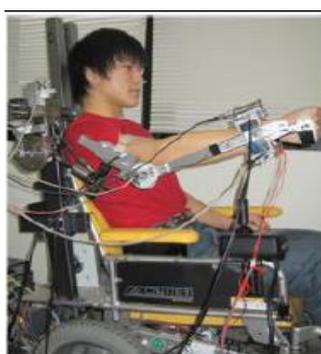


Figura 1. 10 Exoesqueleto de 4 GDL

Fuente: <http://www.jeuazarru.com/docs/Exoesqueletos.pdf>

Perry, Rosen, y Burns en el año 2007 menciona el exoesqueleto CADEN-7 de 7 GDL que utiliza una abertura de fijación hombre-robot tanto para segmentos superior

e inferior del brazo, además genera los movimientos de flexo-extensión, abducción-aducción y rotación interna – externa del hombro, flexo extensión del codo, prono-supinación del antebrazo, flexo-extensión del antebrazo, flexo-extensión y desviación radio-ulnar del antebrazo, como se muestra en la Figura 1.11.



Figura 1. 11 Exoesqueleto CADEN-7

Fuente: <http://www.jeuazarru.com/docs/Exoesqueletos.pdf>

Sledd, y O'Malley en el 2006 nombran al exoesqueleto MAHI mostrado a continuación en la Figura 1.12, es llamado así por sus siglas en Inglés del Laboratorio de Mecatrónica e Interfaces Hápticas de la Universidad RICE, este dispositivo diseñado para rehabilitación en ambientes virtuales en modo activa o pasiva, su principal característica es que usa manipuladores robóticos y genera el movimiento de flexo-extensión en el codo, prono-supinación del antebrazo, flexo-extensión de la muñeca y desviación radio-ulnar.



Figura 1. 12 Diseño del exoesqueleto MAHI

Fuente: <http://www.jeuazarru.com/docs/Exoesqueletos.pdf>

En la Figura 1.13 se puede apreciar la imagen de un dispositivo mecatrónico para rehabilitación motora, mediante un análisis biomecánico de la extremidad superior, para el prototipo se identificó 5 GDL del miembro superior (Gutiérrez, Niño-Suarez, Avilés-Sánchez, Vanegas, y Duque, 2007).



Figura 1. 13 Dispositivo de rehabilitación motora

Fuente: <http://www.jeuazarru.com/docs/Exoesqueletos.pdf>

En la rehabilitación de personas existe una gran variedad de exoesqueletos tales como el ReWalk mostrado en la Figura 1.14, Berckley, Cyberdyne o el REX, los cuales en su mayoría han sido destinados a la rehabilitación de personas que sufren algún tipo de discapacidad. Entre este grupo nombrado anteriormente existen dos en especial que tienen tipo de control que resulta muy interesante y que vale la pena recalcarlos, el primero es el ReWalk que a diferencia de otros exoesqueletos este es manejo por medio de una palanca y no por sensores, lo que quiere decir que no es necesario ningún movimiento o funciones nerviosas para operar el mismo.



Figura 1. 14 Exoesqueleto ReWalk

Fuente: <http://www.unicauca.edu.co/deic/Documentos/Monograf%EDa%20exoesqueleto.pdf>

Y el segundo es el HAL como se aprecia en la Figura 1.15 de la empresa Cyberdyne el cual usa sensores adjuntos a la piel de quien los usa para leer los impulsos eléctricos de los nervios, según las señales obtenidas, la unidad es controlada para moverse junto con la persona que los usa. En el caso de que no existieran señales HAL también tiene un sistema de control autónomo que ofrece movimientos similares al de los humanos.



Figura 1. 15 Exoesqueleto HAL

Fuente: http://www.hctlab.com/jornadas_e-accesibilidad/presentaciones/3.pdf

1.2.3 CLASIFICACIÓN DE LOS EXOESQUELETOS

Guizzo y Goldstein (2005), proponen la siguiente clasificación:

- a. Exoesqueletos amplificadores de potencia.- Fueron los primeros en ser desarrollados, para aumentar la capacidad de fuerza y carga del miembro al cual es aplicado.
- b. Exoesqueletos con tecnologías de asistencia para personas con problemas de movilidad. Éste aún se encuentra en desarrollo puesto que no existe un dispositivo accesible para la mayoría de discapacitados que los ayude en sus labores cotidianas.

Los exoesqueletos de miembros superiores forman parte de un grupo de sistemas robóticos denominados robots portátiles, los cuáles visten el cuerpo humano para cumplir funciones específicas.

Kazerooni en el 2006 propone el estudio de exoesqueletos en dos partes, primero los sistemas unidos a los brazos denominados exoesqueletos de partes superiores y en la segunda están aquellos sistemas unidos a las piernas, denominados exoesqueletos de partes inferiores, posibles aplicaciones de este tipo de exoesqueletos están basadas en:

- a. Recuperación terapéutica.- En donde el paciente usa un exoesqueleto que lleva a cabo a tarea de terapia ocupacional.
- b. Sistema de asistencia para amplificar fuerza humana.- el usuario siente cargas reducidas durante la interacción con los objetos y la mayor parte de la carga es soportada por el exoesqueleto.
- c. Dispositivo háptico para simulaciones virtuales.- La persona interactúa físicamente con objetos virtuales mientras las fuerzas son generadas por retroalimentación kinestésica al usuario por medio del exoesqueleto.

Perry J., Rosen, J. y Burns, S, (2007) propone la clasificación de los exoesqueletos de acuerdo a la sección del cuerpo a la que son aplicados.

- a. Para extremidades o miembros superiores

Los exoesqueletos para miembro superior se clasifican en:

- El segmento del miembro superior al que es aplicado.
 - El número de grados de libertad (GDL).
 - El tipo de actuadores utilizados.
 - Los métodos de transmisión de potencia (engranes, bandas, mecanismos, etc.)
 - La aplicación del robot.
- b. Para extremidades o miembros inferiores
 - c. Para rehabilitación.

Ruíz A. y Olaya F. (2008), propone una clasificación de los exoesqueletos de acuerdo a donde se sujeta la base, así:

- a. **No portátiles.**- Se refiere a las estructuras que están ancladas a una base fija, como el suelo, pared, o el techo, por lo general son más pesadas debido a que suelen tener la capacidad de producir fuerzas mayores.
- b. **Portátiles.**- El soporte que apoya la base del exoesqueleto es el propio usuario, como por ejemplo una silla de ruedas, así estos exoesqueletos ejercen las fuerzas de reacción sobre el paciente en los puntos de sujeción.

1.2.4 APLICACIONES MÁS IMPORTANTES DE LOS EXOESQUELETOS

A lo largo de la historia se han desarrollado varios tipos de exoesqueletos con diferentes objetivos, destacando así las aplicaciones más significativas descritas a continuación.

a. Milicia.

La mayor parte de seres humanos limita la cantidad de peso que puede levantar y llevar; esto puede ser fatal en el campo de batalla, por esto en EE.UU. a través del DARPA (Defense Advanced Research Projects Agency) se invierte para desarrollar un exoesqueleto que sirva para la milicia.

Este sistema portátil podría brindar la capacidad de correr más rápido, llevar armas más pesadas y pasar sobre grandes obstáculos (Figura 1.16).

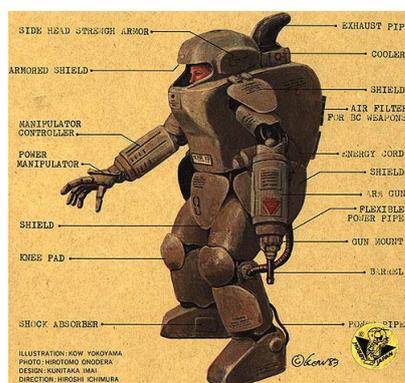


Figura 1. 16 Exoesqueleto aplicado a la milicia

Fuente: <http://www.taringa.net/posts/ciencia-educacion/13217005/Exoesqueletos>

b. Medicina

Otra aplicación importante es crear dispositivos que permitan realizar y replicar movimientos que diariamente se lo hace como como caminar, levantarse de una silla, sentarse, etc. Además esto apunta a ayudar a las enfermeras en las tareas de manipulación de personas. (Figura 1.17)



Figura 1. 17 Exoesqueleto aplicado a la medicina

Fuente: <http://www.taringa.net/posts/ciencia-educacion/13217005/Exoesqueletos>.

c. Usos generales de los Exoesqueletos

- Construcción.
- Personas de edad o con discapacidades.
- Trabajos de rescate.



Figura 1. 18 Exoesqueleto aplicado a la medicina

Fuente: <http://www.taringa.net/posts/ciencia-educacion/13217005/Exoesqueletos>

1.3 PARTES CONSTITUTIVAS DEL EXOESQUELETO DE MIEMBRO SUPERIOR.

Contrario al esqueleto humano, que sostiene el cuerpo desde adentro, el exoesqueleto lo hace desde afuera. Regularmente son diseñados para dar movilidad o aumentar la fuerza y resistencia a las personas que lo requieran, (Cabrera A., 2011) los exoesqueletos tienen varios componentes clave, como los que se muestra a continuación.

1.3.1 ESTRUCTURA O MARCO

Usualmente está hecho de materiales ligeros, la estructura debe ser fuerte para soportar el peso del cuerpo y de sus componentes (Figura 1.19). La estructura también debe poder sostener el cuerpo en su lugar de una manera segura sin el riesgo que quien lo usa se caiga o sufra alguna lesión, usualmente tiene una serie de uniones las cuales coinciden con las uniones del cuerpo como son; en la cadera, la rodilla, tobillo, hombro, codo y muñeca (Emmer, 2000).

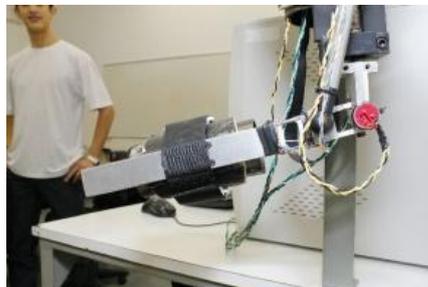


Figura 1. 19 Marco de un exoesqueleto

Fuente: <http://noticias.tudiscovery.com/el-avance-de-los-exoesqueletos-comienzo-del-sper-humano/>

a. MATERIALES COMUNMENTE USADOS

El exoesqueleto debe ser construido de materiales que sean fuertes, ligeros y flexibles, ya que el estudio de la ergonomía física determina que el sistema debe procurar el bienestar humano evitando la mala postura y el peso excesivo (Sociedad Internacional de Ergonomía, 2014).

Los materiales más utilizados en la construcción de este tipo de mecanismos son:

- **ABS**

El Acrilonitrilo Butadieno Estireno o ABS es un plástico muy resistente al impacto, utilizado especialmente en la industria de la automoción pero en ocasiones también en la doméstica, este material se tiene en diferentes colores como se observa en la Figura 1.20.



Figura 1. 20 Material de Impresión ABS

El ABS se considera un termoplástico amorfo que es un plástico, que sometido a la exposición de temperaturas relativamente altas, se vuelve deformable o flexible llegando incluso a derretirse, mientras que cuando se enfría lo suficiente, se endurece. Se le suele llamar plástico de ingeniería porque su elaboración y procesamiento es algo más compleja que en los plásticos comunes.

En el mundo de la impresión 3D, el ABS es uno de los materiales que en la actualidad más se utiliza para llevar a cabo los procesos de impresión. El ABS convive con otros materiales sustitutivos como el PLA y aunque sus aplicaciones son muy parecidas, uno es más indicado que otro según el objetivo.

El ABS está más indicado cuando se busca la fuerza en el resultado o cuando lo que se va a imprimir va a quedar expuesto a temperaturas extremas. A continuación se presenta la Tabla 1.1 referente a las propiedades del plástico ABS.

Tabla 1. 1**Propiedades del plástico ABS**

Propiedades Mecánicas	Unidad	Norma
Resistencia al impacto	KJ/M2	ISO 179 DIN53453
Resistencia al corte	KJ/M ²	ISO 179 DIN53453
Módulo de elasticidad	KN/MM ²	ISO 178 DIN53457
3,5% Flexión de tensión	N/MM ²	ISO 178 DIN53452
Alargamiento de rotura	%	DIN53455
Propiedades Térmicas	Unidad	Norma
Temperatura de distorsión (Calor)	°C	DIN53458 ISO75A
Temperatura de distorsión (Frío)	°C	-----
Conductividad térmica	W/Km	DIN52612
Propiedades Eléctricas	Unidad	Norma
Resistencia al arco	-----	IEC112 DIN53480
Resistencia a la perforación	KV/MM	IEC243 DIN53481
Gasolina		
Diésel		0 = Condicional Constante
Influencias atmosféricas		
Acetona		+ = Constante

Fuente: http://www.supertronic.com/es/datos_tecnicos

- **TEFLON**

El Teflón (PTFE) es un polímero similar al polietileno, en el que los átomos de hidrógeno han sido sustituidos por átomos de flúor. La propiedad principal de este material es que es prácticamente inerte, no reacciona con otras sustancias químicas excepto en situaciones muy especiales. Esto se debe básicamente a la protección de los átomos de flúor sobre la cadena carbonada. Tiene un muy bajo coeficiente de rozamiento y gran impermeabilidad, manteniendo además sus cualidades en ambientes húmedos.

A continuación se detallan sus características mecánicas (Tabla 1.2), y térmicas (Tabla1.3).

Tabla 1. 2

Propiedades mecánicas del teflón

Propiedad	ASTM Standard	Unidad	Teflón PTFE	Teflón FEP	Teflón ETFE
Peso específico	D792	---	2.15	2.15	1.76
Resistencia a la tracción	D1457 D1708 D638	MPa (psi)	21-34 (3,000-5,000)	23 (3,400)	40-46 (5,800-6,700)
Elongación	D1457 D1708 D638	%	300-500	325	150-300
Módulo de flexión	D790	MPa (psi)	496 (72,000)	586 (85,000)	1,172 (170,000)
Resistencia al impacto	D256	J/m (ft·lb/in)	189 (3.5)	Sin rotura	Sin rotura
Dureza	D2240	Shore D (lápiz)	50-65 (HB)	56 (HB)	72
Coefficiente de fricción	---	grados	104-111	95-105	90-100

Fuente: <http://www.fisasa.com/tabla comparativa.htm>

Tabla 1. 3**Propiedades térmicas del Teflón**

Propiedad	ASTM Standard	Unidad	Teflón PTFE	Teflón FEP	Teflón ETFE
Punto de fusión	D3418	°C	327	260	267
Temperatura de curado	---	°C	379-429	360-385	302-323
Temperatura de uso	---	°C	260	204	149
		°C	316	232	199
Límite de oxígeno	D2863	%	>95	>95	30-36
Calor de combustión	D240	MJ/kg	5.1	5.1	13.7
		(Btu/lb)	2,200	2,200	5,900
Conductividad térmica	---	Btu·in/h·ft ² ·°F	1.7	1.4	1.65
		(W/m·k)	(0.25)	(0.20)	(0.24)

Fuente: <http://www.fisasa.com/tablacomparativa.htm>

- **NYLON**

Es una fibra elástica y resistente, que no requiere planchado y se usa en la confección de medias, tejidos y telas. El nylon moldeado se maneja como material duro en la fabricación de utensilios, como mangos de cepillos, peines, etc., en la tabla 1.4 se muestran las características térmicas del Nylon.

Tabla 1. 4**Propiedades térmicas del Nylon**

Propiedades Físicas	Método de prueba ASTM	Unidades	Nylon 6 / 6	Nylon 6 / 6 GF30
Densidad	D792	lbs / cu in	0,0412	0,0488
Peso específico	D792	----	1.14	1.35
La absorción de agua, las 24 horas, 73 ° F (23 ° C)	D570	%	8.5	0.7

Propiedades Eléctricas	Unidades	Nylon 6 / 6	Nylon 6 / 6 GF30
Resistividad de volumen, 73 ° F	ohm-cm	10 15	10 15
La constante dieléctrica, 60 Hz, 73° C y 50% HR	----	4.0	----
Resistencia dieléctrica	V / mil	600	530

Fuente: <http://tecnologiadelosplasticos.blogspot.com/2011/07/nylon.html>

- **ALUMINIO**

El aluminio (Al) es el elemento metálico más abundante que está presente en la corteza terrestre y, dentro del grupo de los metales no féreos, es el material más ampliamente utilizado tanto en la industria como en otras muchas aplicaciones de la vida cotidiana.

Su ligereza (2,70 g/cm³), su buen comportamiento en cuanto a resistencia mecánica de muchas de sus aleaciones, su alta conductividad térmica y eléctrica, su durabilidad (el aluminio es estable al aire) y resistencia a la corrosión (con un correcto tratamiento superficial es resistente tanto al agua de mar, como a muchas soluciones acuosas y otros agentes químicos), hacen de este material ideal para innumerables

soluciones, tanto estructurales, como decorativas o de otra índole. (Ingemecánica, 2014).

Las propiedades del aluminio se resumen a continuación:

Características físicas

- ✓ Entre las características físicas del aluminio, destacan las siguientes:
- ✓ Es un metal ligero, cuya densidad o peso específico es de 2700 Kg. /m³ (2,7 veces la densidad del agua).
- ✓ Tiene un punto de fusión bajo: 660°C (933 K).
- ✓ El peso atómico del aluminio es de 26,9815.
- ✓ Es de color blanco brillante.
- ✓ Buen conductor del calor y de la electricidad.

Características mecánicas

- ✓ Entre las características mecánicas del aluminio se tienen las siguientes:
- ✓ De fácil mecanizado.
- ✓ Muy maleable, permite la producción de láminas muy delgadas.
- ✓ Bastante dúctil, permite la fabricación de cables eléctricos.
- ✓ Material blando (Escala de Mohs: 2-3).
- ✓ Límite de resistencia en tracción: 160-200 N/mm² [160-200 MPa] en estado puro.
- ✓ Material soldable.
- ✓ Con CO₂ absorbe el doble del impacto

Características químicas

- ✓ Estructura atómica del aluminio.
- ✓ Debido a su elevado estado de oxidación se forma rápidamente al aire una fina capa superficial de óxido de aluminio (Alúmina Al₂O₃) impermeable y adherente que detiene el proceso de oxidación.

- ✓ La capa de óxido formada sobre el aluminio se puede disolver en ácido cítrico formando citrato de aluminio.

- **TITANIO**

El titanio es el cuarto elemento más abundante en la corteza de la tierra, con un 0,8% en peso, si bien no es tan frecuente su existencia en concentraciones que hagan económicamente viable su extracción. Está presente en numerosas rocas ígneas y en los sedimentos derivados de ellas, y también en muchos silicatos reemplazados al silicio.

Características físicas

- ✓ Entre las características físicas del titanio se tienen las siguientes:
- ✓ Es un metal de transición.
- ✓ Su densidad o peso específico es de 4507 kg/m³.
- ✓ Tiene un punto de fusión de 1675 °C (1941 K).
- ✓ Su masa atómica es de 47,867 u.
- ✓ Es de color plateado grisáceo.
- ✓ Es paramagnético, es decir, no se imanta debido a su estructura electrónica.
- ✓ Forma aleaciones con otros elementos para mejorar las prestaciones mecánicas.
- ✓ Es resistente a la corrosión.
- ✓ Refractario.

Características mecánicas

- ✓ Entre las características mecánicas del titanio se tienen las siguientes:
- ✓ Mecanizado por arranque de viruta similar al acero inoxidable.
- ✓ Permite fresado químico.
- ✓ Maleable, permite la producción de láminas muy delgadas.
- ✓ Dúctil, permite la fabricación de alambre delgado.
- ✓ Duro. Escala de Mohs 6.
- ✓ Muy resistente a la tracción.
- ✓ Gran tenacidad.
- ✓ Permite la fabricación de piezas por fundición y moldeo.

- ✓ Material soldable.
- ✓ Mantiene una alta memoria de su forma.

Características químicas

- ✓ Se encuentra en forma de óxido, en la escoria de ciertos minerales y en cenizas de animales y plantas.
- ✓ Presenta dimorfismo, a temperatura ambiente tiene estructura hexagonal compacta (hcp) llamada fase alfa. Por encima de 882 °C presenta estructura cúbica centrada en el cuerpo (bcc) se conoce como fase beta.
- ✓ Sus iones no tienen existencia a pH básicos.

1.3.2 BATERÍAS

Se denomina batería, o acumulador, al dispositivo que tiene una o más celdas electroquímicas que tengan la capacidad de convertir la energía química acumulada en electricidad.

a. Tipos de baterías más comunes

- Batería de níquel-cadmio (NiCd)

Creada por Waldemar Jungner de Suecia en 1899, basada en la primera batería alcalina de Thomas Edison. Usa óxido hidróxido de níquel y cadmio metálico como electrodos. El cadmio es un elemento tóxico, y fue prohibido para la mayoría de los usos por la Unión Europea en 2004. Las baterías de níquel-cadmio han sido casi completamente sustituidas por baterías de níquel-hidruro metálico (Linden, 2002).

- Batería de níquel e hidruro metálico (NiMH)

Se desarrolló por primera vez alrededor de 1980. La batería tiene una aleación capaz de absorber hidrógeno como electrodo negativo, en lugar de cadmio (Linden, 2002).

- Batería de iones litio

La tecnología de la batería de iones litio aún no ha alcanzado la madurez. Sin embargo, estas baterías son la elección preferente en electrónica de consumo y muchas tienen una de las mejores relaciones energía/masa y una pérdida muy lenta de carga cuando no está en uso. La popularidad de las baterías de Litio-ion se ha extendido mientras la tecnología continúa mejorando (Linden, 2002).

- Batería Zebra (NaNiCl).

Es una de las baterías recargables que más prometen son las conocidas como Zebra. Tienen una alta densidad energética, pero operan en un rango de temperaturas que va de 270°C a 350°C, lo que requiere un aislamiento. Son apropiadas en autobuses eléctricos. Entre sus inconvenientes, además de la temperatura de trabajo, están las pérdidas térmicas cuando no se usa la batería. El automóvil eléctrico Think City va equipado con baterías Zebra Na-NiCl de 17,5 kW (Linden, 2002).

1.3.3 SENSORES

Estos capturan la información de señales electromiográficas generadas por movimiento del usuario (Figura 1.21). Los sensores pueden ser manuales, o eléctricos, además pueden ser combinados con dispositivos como un control remoto y un detector de movimiento. La información obtenida es enviada al computador o al dispositivo de control para ser analizada.



Figura 1. 21 Sensores EMG

Fuente: <http://www.instructables.com/id/Muscle-EMG-Sensor-for-a-Microcontroller/step9/Surface-Electrodes/>

a. Muscle sensor V3

Este sensor mide la actividad eléctrica filtrada y rectificadora de un músculo; la salida de 0-Vs Voltios dependiendo la cantidad de actividad en el músculo seleccionado, donde Vs representa la tensión de la fuente de alimentación. Tensión de alimentación: mín. + -3.5V (Figura 1.22).

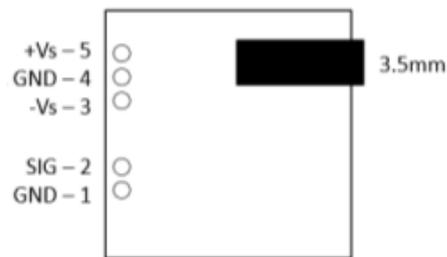


Figura 1. 22 Esquema del dispositivo Muscle Sensor V3

Fuente: <http://www.advancertechnologies.com/p/muscle-sensor-v3.html>

Este kit viene con todo lo necesario para iniciar la detección de la actividad muscular con un controlador de elección.

- Características
- ✓ Dimensiones: 1.0 "x 1.0" (Figura 1.23)
- ✓ Especialmente diseñado para microcontroladores
- ✓ Ganancia ajustable
- ✓ Conector de 3,5 mm
- ✓ Compatible con protoboard
- ✓ Tensión de alimentación: mín. + -3.5V
- ✓ Panel de sensores de músculos
- ✓ Conductores del cable 24"
- ✓ 6 electrodos de superficie desechables

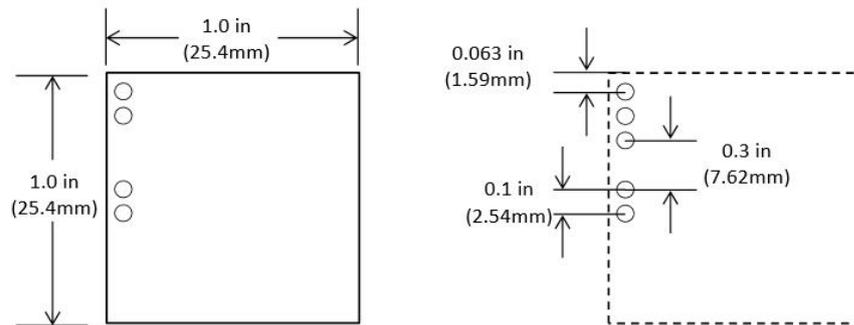


Figura 1. 23 Dimensiones del dispositivo Muscle Sensor V3

Fuente: <http://www.advancertechnologies.com/p/muscle-sensor-v3.html>

b. Thalmic Labs MYO

La compañía Thalmic Labs acaba de lanzar MYO (Figura 1.24), un producto cuya función es controlar diferentes dispositivos a través de gestos de los brazos, utilizando un método de reconocimiento de movimientos. Es un brazalete que se coloca en el antebrazo y a través de sus sensores, detecta el movimiento de los músculos que se encuentran en dicha área permitiendo controlar dispositivos electrónicos basados en una computadora.



Figura 1. 24 Brazalete de sensores

Fuente: <https://www.thalmic.com/presentations/>

1.3.4 CONTROLADOR

Funciona como el cerebro del equipo, éste toma la información captada por los sensores y procede a controlar los actuadores, además de coordinarlos para que actúen en el exoesqueleto y permite realizar acciones como, pararse, caminar, subir o descender.

a. Arduino UNO

El Arduino Uno es una placa electrónica basada en el microprocesador Atmega328 (Figura 1.25). Cuenta con 14 pines digitales de entrada / salida, de los cuales 6 pueden utilizarse para salidas PWM, 6 entradas analógicas, un resonador cerámico 16 MHz, una conexión USB, un conector de alimentación, un header ICSP, y un botón de reinicio. Contiene todo lo necesario para apoyar el microcontrolador; simplemente conectarlo a un ordenador con un cable USB o el poder con un adaptador de CA o la batería a CC para empezar.



Figura 1. 25 Placa Arduino UNO

Fuente: <http://arduino.cc/en/Main/arduinoBoardUno>

Este controlador se diferencia de todas las placas en que no utiliza el chip controlador de USB a serial FTDI. En lugar de ello, cuenta con la Atmega16U2 (Atmega8U2 hasta la versión R2) programado como un convertidor de USB a serie, la placa tiene las características mostradas en la Tabla 1.5.

"Uno" significa uno en italiano y se nombra para conmemorar el próximo lanzamiento de Arduino 1.0. El Uno es el último de una serie de placas Arduino USB y el modelo de referencia para la plataforma Arduino; para una comparación con las versiones anteriores.

Tabla 1. 5

Características Arduino UNO

Microcontrolador	ATmega328
Voltaje de operación	5V
Entrada de voltaje recomendada	7-12V
Entrada de voltaje limite	6-20V
Digital I/O Pines	14 (de los cuales 6 proporcionan salida PWM)
Pines de entrada analógica	6
DC Corrientes por I/O Pin	40 mA
DC Corrientes por 3.3V Pin	50 mA
Memoria flash	32 KB (ATmega328) de los cuales 0,5 KB utilizado por gestor de arranque
SRAM	2 KB (ATmega328)
EEPROM	1 KB (ATmega328)
Velocidad	16 MHz

Fuente: <http://arduino.cc/en/Main/arduinoBoardUno>

- **Software Arduino**

La plataforma Arduino se programa mediante el uso de un lenguaje propio basado en el lenguaje de programación de alto nivel "Processing". Sin embargo, es posible utilizar otros lenguajes de programación y aplicaciones populares en Arduino, debido

a que Arduino usa la transmisión serial de datos soportada por la mayoría de los lenguajes mencionados. Para los que no soportan el formato serie de forma nativa, es posible utilizar software intermediario que traduzca los mensajes enviados por ambas partes para permitir una comunicación fluida (Figura 1.26).

✓ Funciones básicas y operadores

Arduino está basado en C y soporta todas las funciones del estándar C y algunas de C++. A continuación se muestra un resumen con la estructura y sintaxis del lenguaje Arduino:

Sintaxis básica

- Delimitadores: ;, { }
- Comentarios: //, /* */
- Cabeceras: #define, #include
- Operadores aritméticos: +, -, *, /, %
- Asignación: =
- Operadores de comparación: ==, !=, <, >, <=, >=
- Operadores Booleanos: &&, ||, !
- Operadores de acceso a punteros: *, &
- Operadores de bits: &, |, ^, ~, <<, >>

Estructuras de control

- Condicionales: if, if...else, switch case
- Bucles: for, while, do... while

Comunicación por puerto serie

Las funciones de manejo del puerto serie deben ir precedidas de la palabra "Serial" aunque no necesitan ninguna declaración en la cabecera del programa. Por esto se consideran funciones base del lenguaje. Estas son las funciones para transmisión serial:

- begin (), available(), read(), flush(), print(), println(), write().

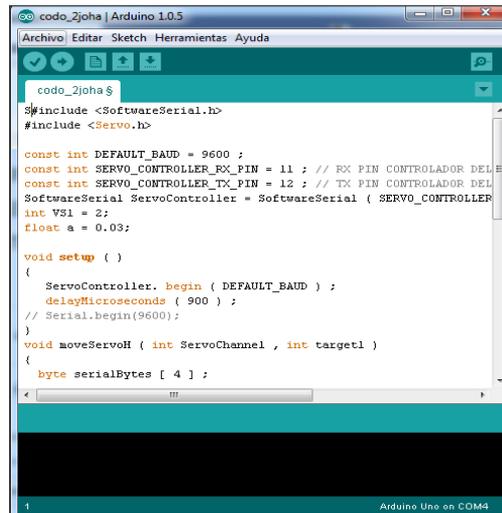


Figura 1. 26 Interfaz Software Arduino

- **Software Processing**

Processing es un lenguaje de programación y entorno de desarrollo integrado de código abierto basado en Java, de fácil utilización, y que sirve como medio para la enseñanza y producción de proyectos multimedia e interactivos de diseño digital (Figura 1.27). Al estar basado en Java, puede heredar todas sus funcionalidades, convirtiéndose en una herramienta poderosa a la hora de encarar proyectos complejos (Since, 2001).

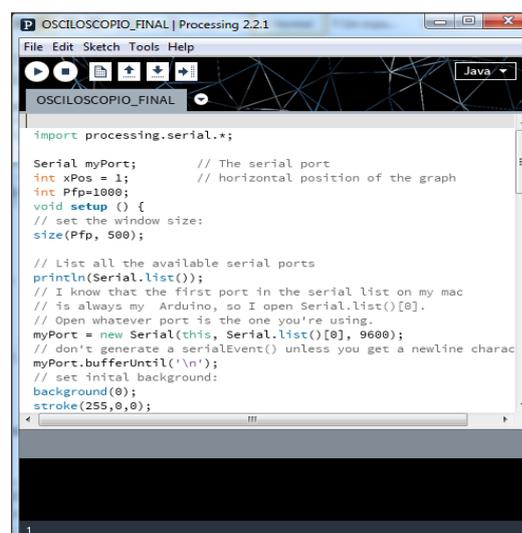


Figura 1.27 Interfaz Software Processing

b. Tarjeta controladora de servomotores marca Pololu

Los controladores Maestro son la segunda generación de Pololu, consiste en cuatro controladores disponibles (Figura 1.28):

- ✓ Micro Maestro 6
- ✓ Mini Maestro 12
- ✓ Mini Maestro 18
- ✓ Mini Maestro 24

Poseen tres modos de control: USB para conexión directa al PC, TTL para usar con sistemas embebidos y mediante scripts internos para un funcionamiento autónomo, control host de aplicaciones libres y canales que pueden configurar las salidas para servomotores, salidas digitales o entradas analógico-digitales.

La configuración y su control son programables en Windows y Linux, creando secuencias de movimientos para robótica, escribiendo por pasos y corriendo los scripts almacenados en el servomotor controlador. La memoria interna de la placa permite el almacenamiento de las posiciones del servomotor.

Los canales pueden usarse también como entradas analógicas-digitales o salidas digitales permitiendo la lectura de sensores y el control de periféricos directamente desde el PC a través del USB (USB-A a mini-B).



Figura 1. 28 Familia de tarjetas controladoras de servomotores marca Pololu

Fuente: <https://www.pololu.com/product/1352>

c. Centro de control de la tarjeta controladora de servomotores marca Pololu

La aplicación para Maestro de USB da acceso a todas las opciones de configuración soportando control en tiempo real. Para proyectos se puede usar la aplicación para ajuste y verificación del Maestro. En esta sección se explican algunos de los comandos utilizados en este software (Tabla 1.6).

Tabla 1. 6

Referencia de comandos del software centro de control maestro

Palabra clave	Efecto	Descripción
BEGIN	Ninguno	marca el inicio de un bucle
ENDIF	Ninguno	termina un bloque condicional IF ... ENDIF
ELSE	Ninguno	comienza el bloque alternativo en IF ... ELSE ... ENDIF
IF	-1	entra en el bloque condicional si el argumento es verdadero (distinto de cero) en IF ... ENDIF o IF ... ELSE ... ENDIF
REPEAT	Ninguno	marca el final de un bucle
SUB <i>name</i>	Ninguno	define un nombre de subprograma
WHILE	-1	salta al final de un bucle si el argumento es falsa (cero)

Los comandos de control

Comando	Efecto	Descripción
QUIT	ninguno	detiene la secuencia de comandos
RETURN	ninguno	termina una subrutina

Comandos de tiempo

Comando	Efecto	Descripción
DELAY	-1	retrasos por el número determinado de milisegundos
GET_MS	+1	obtiene el temporizador de milisegundos actual (envuelve 32.767--32,768)

Comandos de pila

Comando	Efecto	Descripción
DEPTH	+1	Obtiene el número de números en la pila
DROP	-1	elimina el número superior de la pila
DUP	+1	duplica el número de arriba
OVER	+1	duplica el número directamente debajo de la parte superior, la copia en la parte superior
PICK	-1,+1	tiene un número n entre 0 y 63, a continuación, pone el número n ésimo por debajo de la parte superior en la pila (0 Pick es equivalente al DUP)
SWAP	$a,b \rightarrow b,a$	intercambia los dos números de arriba
ROT	$a,b,c \rightarrow b,c,a$	permuta los tres números de arriba para que el tercero se convierte en la parte superior y los otros se mueven una posición hacia abajo
ROLL	-1,*	toma un número n , a continuación, permuta los mejores $n + 1$ números de modo que el día 1 de $n +$ se convierte en la parte superior y todos los otros se mueven hacia abajo uno
PEEK	-1,+1	(Mini Maestro 12, 18, y sólo 24) realiza un número n , a continuación, copia el valor de orden n en la pila (medido desde la parte inferior) a la parte superior de la pila
POKE	-2,+1	(Mini Maestro 12, 18, y sólo el 24) lleva un número n , entonces quita el siguiente valor de la pila y la coloca en el lugar n ésimo en la pila (medido desde la parte inferior)

Fuente: <http://www.pololu.com/docs/0J40/6.b>

Comandos matemáticos (unitarios)

Estos comandos cogen un argumento simple de la parte superior de la pila y devuelven un valor simple como resultado. Algunos tienen equivalencia en C (y en otros lenguajes), como se observa en la columna “equivalencia en lenguaje C”. Se usa “falso” que equivale a 0 y “verdadero” que equivale a cualquier valor que no lo sea. El comando “verdadero” siempre devuelve 1 (Tabla 1.7).

Tabla 1. 7**Comandos matemáticos unitarios del software centro de control maestro**

Comando	Equivalencia en lenguaje C	Descripción
BITWISE_NOT	~	Invierte todos los bits del argumento
LOGICAL_NOT	!	Reemplaza verdadero con falso, falso con verdadero
NEGATE	-	Reemplaza x por -x
POSITIVE	ninguno	Verdadero solo si el argumento es mayor de 0
NEGATIVE	ninguno	Verdadero solo si el argumento es menor de 0
NONZERO	ninguno	Verdadero (1) solo si el argumento es "no-cero"

Fuente: <http://www.pololu.com/docs/0J40/6.b>

Comandos matemáticos (binarios)

Estos comandos cogen dos argumentos de la parte superior de la pila y devuelven uno como resultado. Estos comandos tienen su equivalencia en C y en otros lenguajes, (Tabla 1.8).

Tabla 1. 8**Comandos matemáticos binarios del software centro de control maestro**

Comando	Equivalencia en C	Descripción
BITWISE_AND	&	Aplica la función AND a los bits escogidos del argumento.
BITWISE_OR		Aplica la función OR a los bits escogidos del argumento
BITWISE_XOR	^	Aplica la función XOR a los escogidos bits del argumento
DIVIDE	/	División
EQUALS	=	Verdadero solo si los argumentos son iguales

Continúa 

GREATER_THAN	>	Verdadero solo si el primer argumento es mayor que el segundo.
LESS_THAN	<	Verdadero solo si el primer argumento es menor que el segundo
LOGICAL_AND	&&	Verdadero si ambos argumentos son verdaderos
LOGICAL_OR		Verdadero si solo uno de los argumentos es verdadero
MINUS	-	Resta
MOD	%	Resto de división
NOT_EQUALS	!=	Verdadero si los argumentos NO son iguales
PLUS	+	Suma
TIMES	*	Multiplicar

Fuente: <http://www.pololu.com/docs/0J40/6.b>

Tabla 1. 9

Servo, LED, y otros comandos de salida

Comando	Efecto	Descripción
SPEED	-2	Ajusta la velocidad del canal especificado por el elemento superior al valor del segundo elemento.
ACCELERATION	-2	Ajusta la aceleración del canal especificado por el elemento superior al valor del segundo elemento
GET_POSITION	-1,+1	Coge la posición del canal especificado por el elemento superior.
GET_MOVING_STATE	+1	Verdadero si cualquiera de los servos se está moviendo limitado por la velocidad y aceleración
SERVO	-2	Ajusta el destino del canal especificado por el elemento superior al valor del segundo. Unidades 0.25 μ s
SERVO_8BIT	-2	Ajusta el destino del canal especificado por el elemento superior al valor del segundo elemento que puede tener valores de 0 a 254

Continúa 

PWM	-2	Mini Maestro 12, 18, y 24 solo) habilita la salida PWM, con el periodo del elemento superior y el pulso del siguiente elemento, en unidades de $1/48 \mu s$
-----	----	---

Fuente: <http://www.pololu.com/docs/0J40/6.b>

1.3.5 ACTUADORES

Si la estructura es el soporte del cuerpo y el controlador el cerebro, entonces los actuadores son como los músculos que ejercen el movimiento, que usando baterías y la información de los sensores, los actuadores mueven el exoesqueleto, los más usados son los servomotores que por su tarjeta de control incorporada permiten elegir la posición del motor regulando los grados de libertad de cada movimiento.

- **SERVOMOTORES**

Los servomotores son muy útiles en robótica, puesto que son pequeños, tienen circuitos de control internamente y son eficaces para su tamaño. Un servomotor, no consume demasiada energía, a continuación se muestra la composición interna de un servomotor en la Figura 1.29. En donde se puede apreciar el circuito de control, el motor, los piñones, y la caja. Además se ve los 3 alambres de conexión externa. Alimentación Vcc (+5 voltios), conexión a tierra GND y el alambre blanco es el de control.

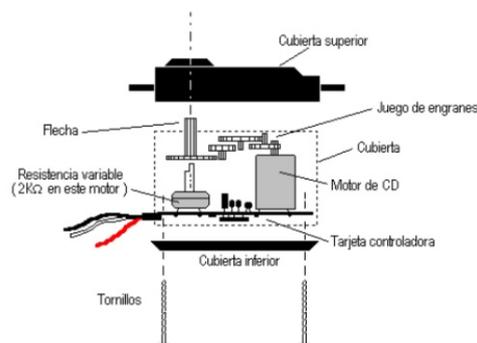


Figura 1.29 Constitución de un servomotor

Fuente: <http://es.slideshare.net/CristianDavis/partes-de-un-servo-motor>

Funcionamiento

El motor posee ciertos circuitos de control y un potenciómetro, el cual es mostrado en la Figura 1.30, este potenciómetro permite el control y supervisa el ángulo actual, el eje del servomotor es capaz de llegar alrededor de 180 grados. Usualmente, en algunos llega a 210 grados, estos valores varía según su fabricante. Un servomotor es usado para controlar un movimiento angular entre 0 y 180 grados.



Figura 1. 30 Potenciómetro controlador de posición del servomotor

Fuente: <http://es.slideshare.net/CristianDavis/partes-de-un-servo-motor>

El voltaje suministrado al servomotor es proporcional a la distancia que éste necesita moverse, si el eje necesita girar una gran distancia, el servomotor regresa a alta velocidad, y si necesita regresar sólo una pequeña cantidad, éste girará a velocidad más lenta.

Características generales de un Servomotor

Los servomotores tienen un amplificador, un motor, piñones de reducción y un potenciómetro de realimentación, a esto se lo conoce como servomotor de posición, con un rango de 180 grados.

Para controlar un servomotor, se envía un tren de pulsos. En estado ON indica el ángulo al que debe posicionarse tal como; 1 ms = 0 grados, 2 ms = máx. Grado al cual puede llegar y algún valor entre ellos da un ángulo de salida proporcional (Figura 1.31). El límite es el tope del potenciómetro y los topes mecánicos construidos en el servomotor.

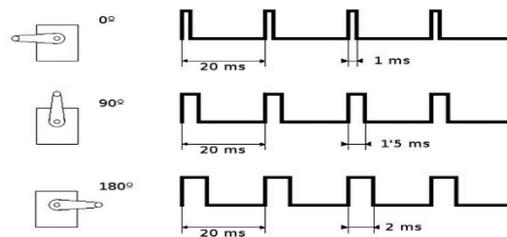


Figura 1. 31 Ejemplo de una señal para servomotor

Fuente: <http://es.slideshare.net/CristianDavis/partes-de-un-servo-motor>

Como se observa en la Figura 1.32, la duración del pulso indica el ángulo del eje y los tiempos reales dependen del fabricante del servomotor.

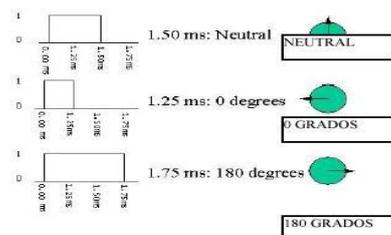


Figura 1. 32 Ángulos de funcionamiento según duración de pulso

Fuente: <http://www.info-ab.uclm.es/labelec/solar/electronica/servomotor>

Un servomotor es básicamente un motor eléctrico que solamente puede girar en un ángulo aproximado de 180 grados. (Figura 1.33).

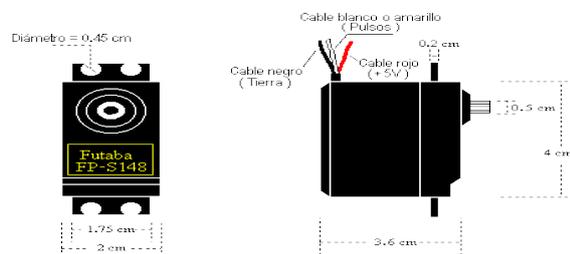


Figura 1. 33 Diagrama de un servomotor típico de modelismo.

Fuente: <http://www.info-ab.uclm.es/labelec/solar/electronica/servomotor.htm>

CAPÍTULO II

DISEÑO Y SELECCIÓN DE COMPONENTES

2.1 DIAGRAMA DE BLOQUES GENERAL DEL SISTEMA

En la Figura 2.1 se puede observar el diagrama de bloques general del exoesqueleto de miembro superior que muestra cada una de las etapas a seguir en el desarrollo del presente proyecto; para la construcción del exoesqueleto se tomarán en cuenta varias etapas resumidas a continuación:

- Adquisición de señales Electromiográficas (EMG).
- Procesamiento
- Control

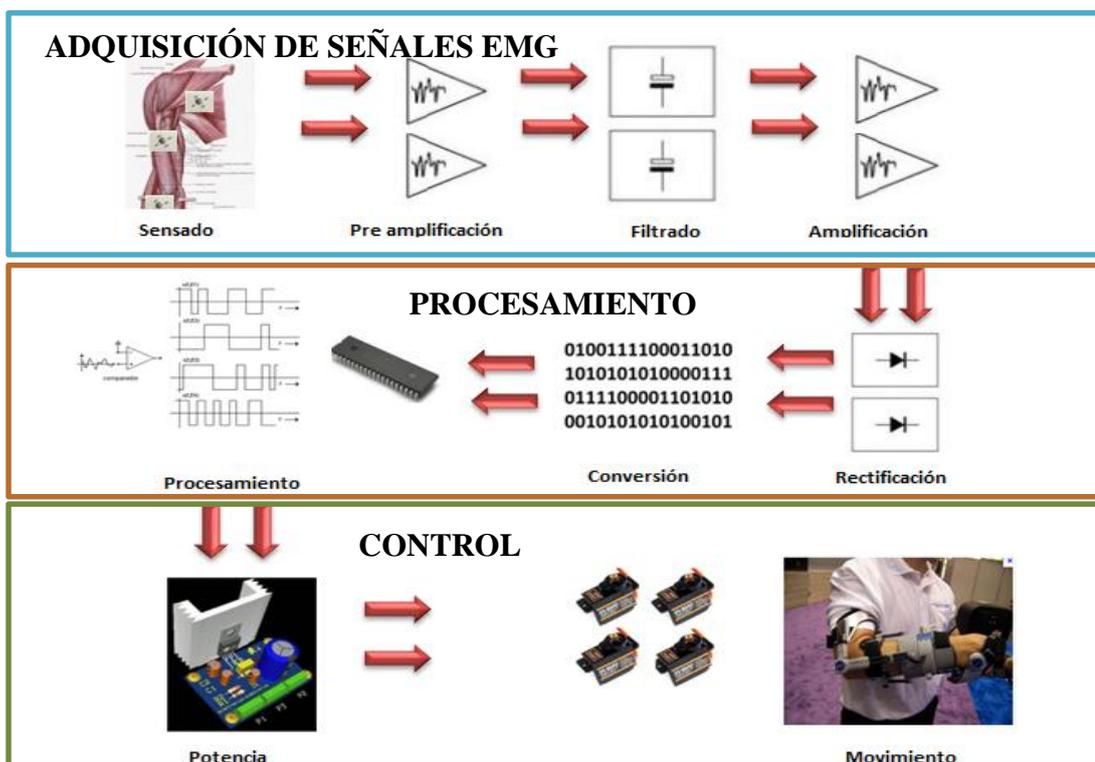


Figura 2. 1 Diagrama de Bloques del Proyecto

Las señales EMG se obtienen por la contracción muscular, por lo que su adquisición exige una correcta identificación de las regiones musculares. Debido a la resistencia eléctrica elevada de la piel, se recomienda usar un gel con el propósito de

mejorar la conductividad y además de lograr una buena superficie de contacto y adherencia con los electrodos. A pesar de esto, las señales son débiles, por lo que es necesario un procesamiento previo de filtraje y amplificación. Así mismo, según la complejidad del exoesqueleto será necesario disponer de un mayor o menor número de canales o electrodos de recolección. Estos aspectos se detallan a continuación.

- **SENSADO**

Las señales EMG superficiales, son un patrón unidimensional, por lo tanto cualquier técnica de procesamiento para reconocimiento de patrones se puede aplicar a este tipo de señales (Romo, 2007). En el presente desarrollo, es importante conocer que los electrodos son la fuente principal de la adquisición de señales electromiográficas que serán analizadas en este apartado.

Electrodos

Elemento con el cual se mide el biopotencial de la reacción del cuerpo (Figura 2.2). Por ellos fluye una pequeña corriente, que permite establecer una interfaz entre el paciente y la placa de adquisición.

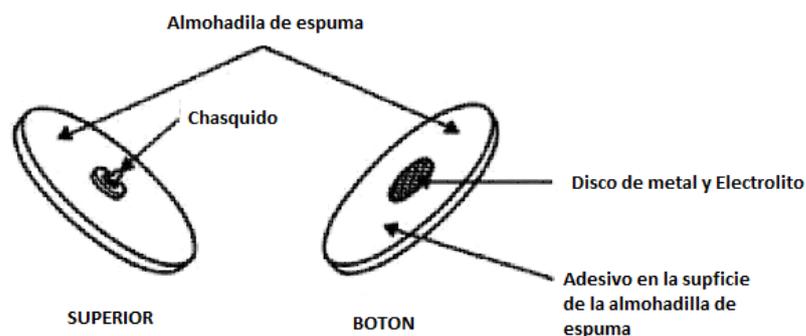


Figura 2. 2 Partes de un electrodo

Autor: <http://www.monografias.com/trabajos94/electromiografo/electromiografo.shtml>

A interfaz entre el electrodo y el electrolito se basa en que una corriente neta cruce la interface, pasando del electrodo al electrolito (fluido del cuerpo), y cumple los siguientes parámetros (Figura 2.3):

- ✓ Electrones que se mueven en dirección opuesta a la corriente en el electrodo.
- ✓ Cationes C^+ moviéndose en la misma dirección de la corriente.
- ✓ Aniones A^- moviéndose en dirección opuesta a la corriente en el electrolito.

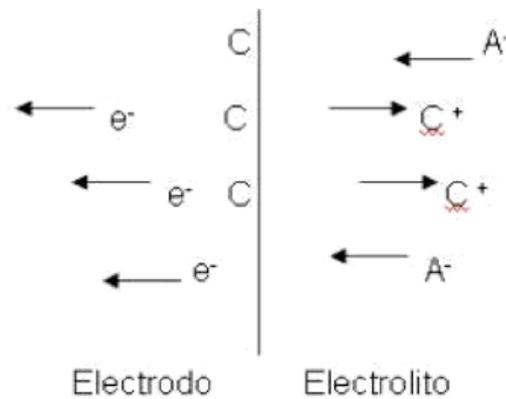


Figura 2. 3 Partes de un electrodo

Autor: <http://slideplayer.es/slide/2261867/>

Colocación de Electrodo

La normativa SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) define la colocación de estos sensores como; “la distancia entre centros de las áreas de conductividad de los electrodos”, y recomienda que:

- “Los electrodos bipolares EMG de superficie tengan una distancia de 20mm y 30mm” (Freriks, 2002) como máximo.
- “Cuando los electrodos bipolares están siendo aplicados sobre músculos relativamente pequeños, la distancia no debe superar 1/4 de la longitud de la fibra muscular. De esta forma se evitan los efectos debidos a tendones y terminaciones de las fibras musculares.” (Ramírez y Garzón, 2008)

El EMG requiere tres electrodos, el electrodo de tierra o electrodo de referencia es necesario para proporcionar como su nombre lo dice, una referencia común para la entrada diferencial del preamplificador en el electrodo; con este fin, el mismo se debe colocar lo más lejos posible y en el tejido eléctricamente neutro; el electrodo de

referencia se debe colocar en una sección inactiva del cuerpo, tales como la porción ósea del codo, de la espinilla o el antebrazo. Este electrodo se debe conectar al cable negro o marrón como se observa en la Figura 2.4.

Los dos electrodos de señal se colocan en dos puntos diferentes en el músculo, una en un área activa de la contracción y se identifica por el cable rojo y la otra ligeramente fuera del centro, por lo general al inicio o fin del músculo en estudio conectado al cable azul (Figura 2.4). Esto le da un punto de referencia para la actividad muscular en comparación con la señal de la relajación muscular.



Figura 2. 4 Colocación de electrodos

Por último, se conecta el pin SIG a un pin de entrada analógica del microcontrolador y el pin GND al pin de tierra en el microcontrolador.

Interfaz piel

Salinas S., 2011 manifiesta que la piel cumple un papel importante en la adquisición de señales ya que sus características influyen de una manera importante y estas son:

- ✓ Impedancia de la piel para 1cm^2 :
200k Ω @1Hz

200 Ω @ 1MHz

- ✓ La epidermis representa una impedancia eléctrica que se comporta como un circuito RC en paralelo (Figura 2.5).
- ✓ El efecto de la epidermis se puede reducir si se frota con algún material abrasivo el sitio donde se colocará el electrodo.

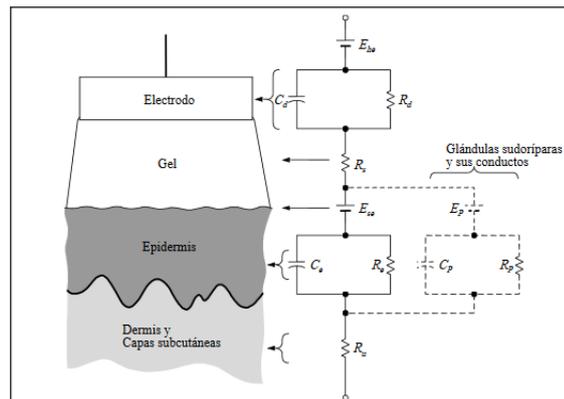


Figura 2. 5 Circuito Equivalente de la interfaz piel

Autor: <http://slideplayer.es/slide/2261867/>

Características del electrodo

- ✓ La impedancia medida entre los terminales de un par de electodos, es alta en la región de baja frecuencia y al aumentar la frecuencia decrece hasta un valor constante.
- ✓ Con electodos de grandes áreas, el decrecimiento en impedancia con el crecimiento de la frecuencia, refleja el decrecimiento de la impedancia del tejido vivo.
- ✓ La impedancia de los electodos con el contacto de la piel está entre los 10-500 $k\Omega$ para los electodos de superficie (Figura 2.6).

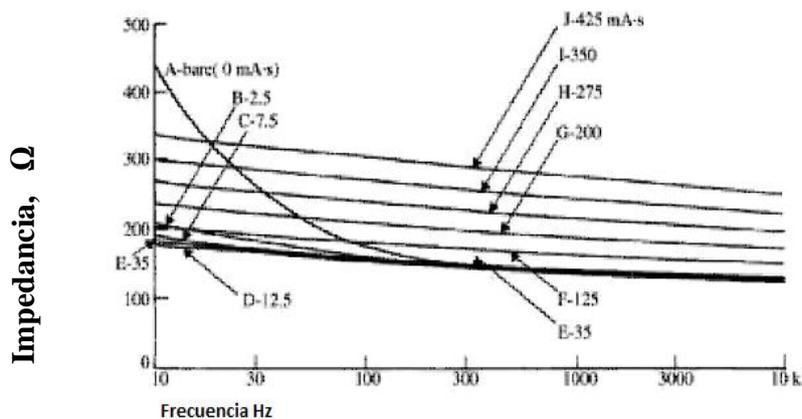


Figura 2. 6 Impedancia del electrodo Ag/AgCl

Autor: <http://slideplayer.es/slide/2261867/>

- **PREAMPLIFICACIÓN**

La señal generada por una unidad motora tiene una amplitud de 0 volt (en reposo) y 250 μV durante la contracción. Debido a que las señales son de bajo valor, y además el ruido ambiente o el ruido de línea (50Hz – 60Hz) pueden provocar una falsa interpretación en los resultados.

Por lo tanto, el preamplificador de la unidad de procesamiento necesita ser sensible para detectar y amplificar las pequeñas señales y también debe discriminar los ruidos de tal manera que se pueda visualizar solo actividad Electromiográfica.

FILTRADO

La mayoría de filtros son selectores de frecuencia. La excepción la constituyen los filtros pasa todo que, sin alterar la amplitud, modifican la fase.

Los filtros permiten el paso sin distorsión de las componentes espectrales comprendidas las bandas de paso, anulando así las componentes ubicadas fuera de ellas.

Filtro Pasabajos (PB)

Permite el paso de las frecuencias menores ω_c , denominada frecuencia de corte o frecuencia superior de corte y bloquea las mayores, como se muestra en la Figura 2.7.

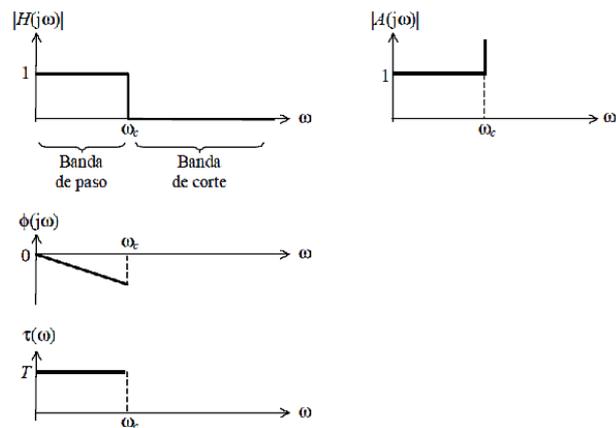


Figura 2. 7 Diagramas de amplitud, fase y retardo de un grupo para un filtro pasabajos ideal

Fuente: <http://www.fceia.unr.edu.ar/enica3/filtros-t.pdf>

Filtro Pasaalto (PA)

Permite el paso de frecuencias mayores ω_c , también denominada frecuencia de corte, y bloquea las menores. La respuesta se muestra en la Figura 2.8.

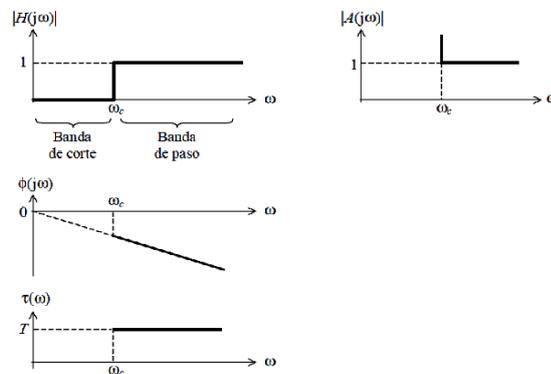


Figura 2. 8 Diagramas de amplitud, fase y retardo de un filtro pasaalto ideal

Fuente: <http://www.fceia.unr.edu.ar/enica3/filtros-t.pdf>

Filtro Pasabanda (PBn)

Permite el paso de las frecuencias comprendidas entre ω_1 y ω_2 , denominadas frecuencia inferior de corte y frecuencia superior de corte, bloqueando las demás (Figura 2.9).

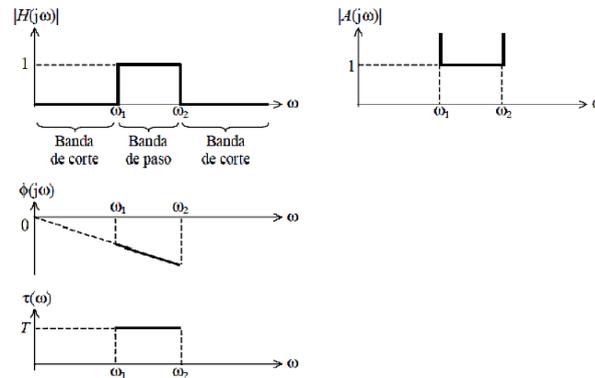


Figura 2. 9 Diagramas de amplitud, fase y retardo de un filtro pasabanda ideal

Fuente: <http://www.fceia.unr.edu.ar/enica3/filtros-t.pdf>

Filtro Rechazabanda (RBn)

Bloquea las frecuencias comprendidas entre ω_1 y ω_2 , dejando pasar el resto (Figura 2.10).

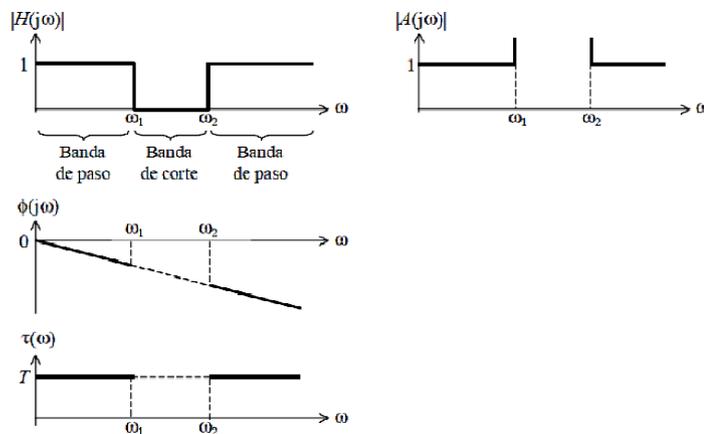


Figura 2. 10 Diagramas de un filtro rechazabanda ideal

Fuente: <http://www.fceia.unr.edu.ar/enica3/filtros-t.pdf>

- **AMPLIFICACIÓN**

Para la etapa de amplificación se utiliza un amplificador de instrumentación. El amplificador de instrumentación es un amplificador diferencial voltaje-voltaje cuya ganancia puede establecerse de forma muy precisa y que ha sido optimizado para que

opere de acuerdo a su propia especificación aún en un entorno hostil. El amplificador de instrumentación debe cumplir con ciertos requerimientos importantes, como son: tener una ganancia diferencial estable, un CMRR muy alto, una impedancia muy alta en la entrada y una impedancia de salida muy baja, un bajo nivel de offset y un ancho de banda ajustado.

2.1.2 PROCESAMIENTO

El procesamiento de señales mioeléctricas estará basado en el método de filtrar frecuencias no deseables. Esto conlleva al uso de filtros análogos que implique dispositivos activos, éstos son los amplificadores operacionales.

La señal mioeléctrica es adquirida con ruido proveniente por fuentes, en las que predomina la frecuencia de 60Hz de la línea eléctrica y ruido blanco existente en el ambiente. Por este motivo se aplicará un acondicionamiento basado en amplificadores instrumentales y filtros analógicos donde su objetivo es que la señal EMG sea pura y sin ruido.

Luego de este proceso se realiza un proceso digital por microcontroladores con el objetivo de establecer una relación de la actividad mioeléctrica del músculo y los actuadores basados en algoritmos de programación. Esto se detalla en la Figura 2.11, presentando el diagrama de procesamiento de la señal EMG.

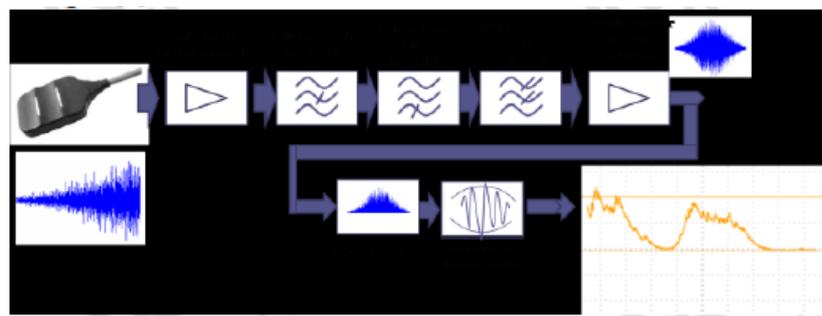


Figura 2. 11 Diagrama de Bloques del Procesamiento

Fuente: <http://slideplayer.es/slide/2261867/>

2.1.3 SISTEMA DE CONTROL

El sistema de control está diseñado para utilizar las señales mioeléctricas musculares, dado que el propósito del exoesqueleto es asistir el movimiento del brazo ya sea en pacientes con escasa movilidad o debilidad, se esperan niveles de señales bajos y comportamientos diferentes en el funcionamiento de los músculos de cada individuo, por lo que el sistema de procesamiento de la señal se enfoca en emparejar primero las señales electromiográficas provenientes de los músculos que se crean convenientes utilizar, para luego procesarlas y lograr una señal de control del servomotor en tiempo real acorde a la magnitud de la intención del paciente.

El sistema de control basado en el torque o momento, integra la predicción del momento por parte del procesador de señales electromiográficas y usa señales de realimentación, medidos entre el brazo humano y el exoesqueleto. El procesador de señales electromiográficas, involucra un modelo del músculo humano, y con base en éste se establece que la señal de comando principal es la señal electromiográfica.

2.2 ANÁLISIS BIOMECÁNICO DEL MIEMBRO SUPERIOR

Se define la Biomecánica, como la ciencia que estudia el movimiento humano desde las leyes de la mecánica, la ingeniería, la anatomía, la fisiología y otras disciplinas, para estudiar el comportamiento del cuerpo humano y resolver los problemas derivados de las diversas condiciones a las que puede verse sometido (Vera, 1994).

El miembro superior se caracteriza por su movilidad y la capacidad para sujetar y manipular. Está compuesto por cuatro partes descritas a continuación: mano, antebrazo, brazo y cintura escapular; los generadores de fuerza y movimiento del cuerpo humano son los músculos y los huesos, que le brindan soporte y estructura al cuerpo.

Para el análisis biomecánico se toma en cuenta las regiones en las que se divide el miembro superior (Figura 2.12), las cuales se presentan en el presente capítulo.

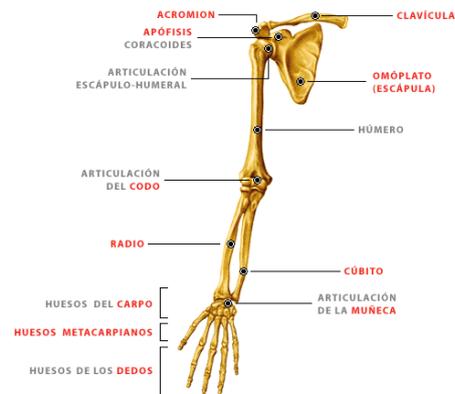


Figura 2. 12 Regiones del miembro superior

Fuente: <http://yadyprinse.blogspot.com/p/huesos-del-miembro-superior.html>

El hombro es la articulación más móvil del cuerpo humano, posee tres grados de libertad como se observa en la Figura 2.13 lo cual permite orientar al brazo en relación a los tres planos del espacio (Kapandji, 2006). Estos son eje transversal, eje anteroposterior y eje vertical.

- Eje transversal, movimientos de flexión y extensión en el plano sagital.
- Eje antero posterior, movimientos de abducción y aducción realizados plano frontal.
- Eje vertical, movimientos de flexión y extensión en el plano horizontal.

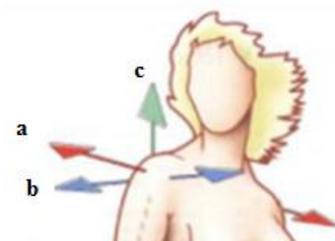


Figura 2. 13 Grados de libertad del hombro

Fuente: <http://www.todoentrenos.com/aprendiendo-a-desarrollar-tus-hombros-primera-parte-conoce-la-articulacion-del-hombro/>

La biomecánica establece una semejanza entre el cuerpo humano y una máquina comprendida de palancas y poleas. Así, una articulación es el punto de apoyo de una palanca operada por un músculo como se observa en la Figura 2.14.

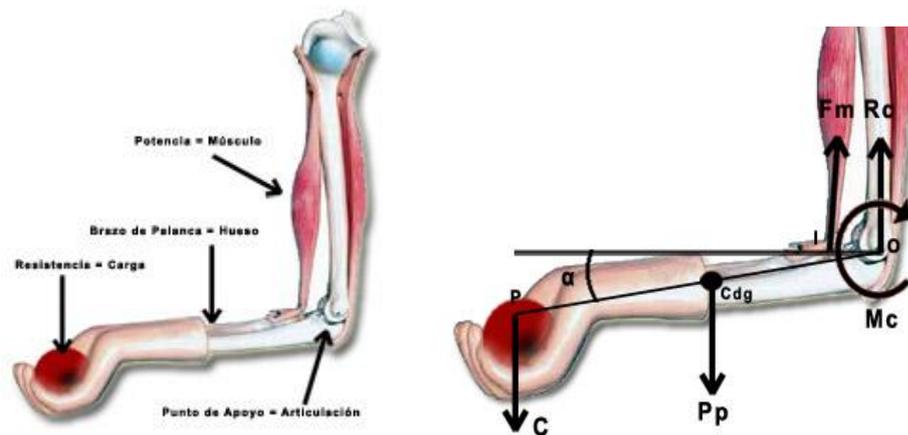


Figura 2. 14 Analogía miembro superior –palanca

Fuente: <http://www.ergonautas.upv.es/metodos/biomecanica/biomecanica-ayuda.php>

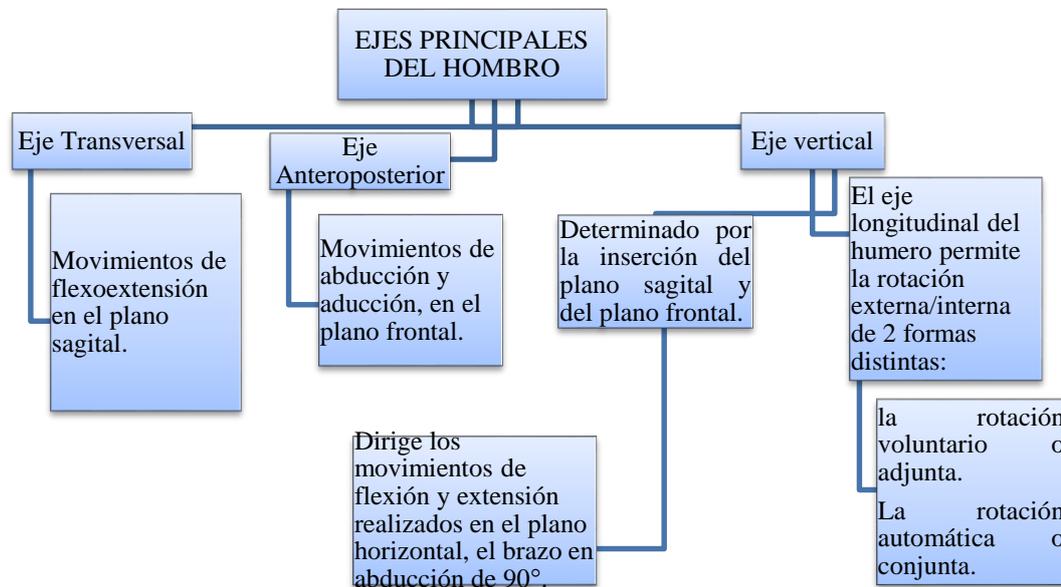
Además se realiza un diseño antropomórfico de los puntos a controlar, el estudio de la biomecánica humana ayuda a seleccionar los materiales y conjuntamente con el de esfuerzos en cada articulación, se toma la decisión del material a utilizar ya que el peso debe ser justo para que la estructura tenga una buena estabilidad y durabilidad.

2.2.1 BIOMECÁNICA DEL HOMBRO

El hombro es la articulación proximal del miembro superior. Posee tres grados de libertad detallados en la Tabla 2.1, lo que le permite orientarlo en relación a los tres planos del espacio.

Tabla 2. 1

Ejes principales del hombro



En realidad, lo que se considera funcionalmente como "hombro" comprende lo que se podría denominar "complejo funcional del hombro" constituido anatómicamente por cinco articulaciones como se observa en la Figura 2.15, y que son:

1. Escápulo-humeral o glenohumeral
2. Subdeltoidea o acromio-humeral o suprahumeral Acromio-clavicular
3. Escápulo-torácica
4. Esterno-costoclaviclar

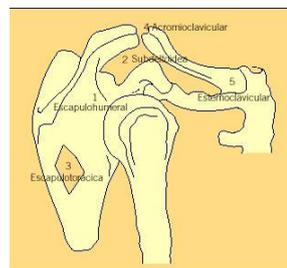


Figura 2. 15 Articulaciones del hombro

Fuente: <http://www.anatomiahumana.ucv.cl/efi/modulo4.html>

Es interesante destacar, que de la misma manera que se considera los encajes recíprocos funcionales, formado por artrodias anatómicas unidas por elementos tendinosos, bajo el punto de vista funcional, se considera articulación a todo proceso de desplazamiento o limitaciones de elementos óseos, aunque solamente tenga contigüidad y no continuidad anatómica. (Castillo, 2012)

a. EJES DE MOVIMIENTO

Antero-posterior. Situado en el eje sagital paramedial del cuerpo. Sobre él se realizan movimientos de separación, (abducción), y de aproximación (aducción).

Transversal. Movimientos de anteversión o antepulsión, flexión anterior retropulsión o retroversión, flexión posterior

Vertical. Está situado perpendicularmente y parte de una separación inicial de 90°.

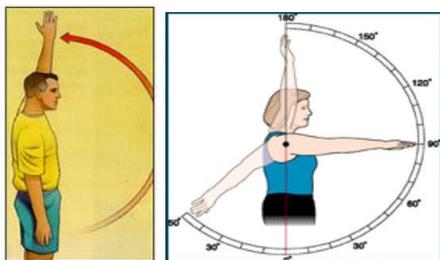
Eje que pasa a través del humero. Sobre él se realiza la rotación externa e interna. Coincide con las anteriores según la postura

b. ÁNGULOS NORMALES

La articulación del hombro es un tipo de articulación formada por una superficie cóncava y otra de convexa. La enartrosis permite una gran movilidad en todos los sentidos como flexión, extensión, rotación, abducción y aducción, (Cortez y Ureña, 2011), lo que implica gran capacidad de movimiento. Kapandji, 2012 sugiere un rango de ángulos máximos permisibles detallados en cada movimiento.

- **Flexión del Hombro**

La posición de partida cero corresponde al brazo en el lado del cuerpo (Figura 2.16). La elevación del hombro, denominada a veces flexión o elevación hacia delante, es el movimiento ascendente máximo del brazo. La elevación normal del hombro es de 180°.

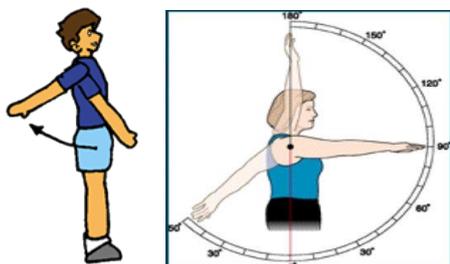
**Amplitud de movimiento:**

De 0° a 180°

Músculos:Deltoides,
Supraespinoso**Figura 2. 16 Elevación normal del Hombro**Fuente: <http://musculosdelhombroyusmovimientos.blogspot.com/>

- **Extensión del Hombro**

La extensión del hombro mostrado en la Figura 2.17 es denominada a veces elevación posterior, es el movimiento en la dirección contraria a la de la elevación hacia delante. Es necesaria una rotación interna para alcanzar la extensión máxima.

**Amplitud de movimiento:**

De 0° a 45°

Músculos:

- ❖ Dorsal ancho
- ❖ Redondo mayor
- ❖ Deltoides posterior

Figura 2. 17 Extensión del HombroFuente: <http://www.rena.edu.ve/SegundaEtapa/deporte/laflexibilidad.html>

- **Abducción del Hombro**

Se realiza un movimiento ascendente y lateral del humero como se observa en la Figura 2.18. Es cuando el brazo se separa del cuerpo por un lado de este, también conocido como abducción lateral a fin de no confundirlo con la abducción horizontal.

**Amplitud de movimiento:**

De 0° a 180°

Músculos:

Deltoides medio y Supraespinoso

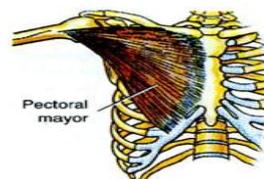
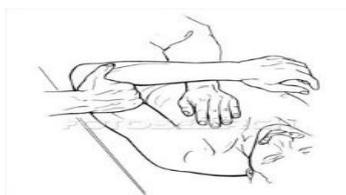
Figura 2. 18 Abducción del HombroFuente: <http://orthoinfo.aaos.org/topic.cfm?topic=A0049>

- **Aducción del Hombro**

Los movimientos de aducción se llevan a cabo desde la posición anatómica (máxima aducción) en el plano frontal, pero son mecánicamente imposibles debido a la presencia del tronco.

- **Aducción Horizontal del Hombro**

Es un movimiento del húmero en un plano transversal/horizontal por delante del tronco. Es cuando la mano o el codo se dirigen hacia el otro hombro en plano horizontal a la altura de su propio hombro, (Figura 2.19).



Amplitud de movimiento: de 0° a 130°.

Músculos: Pectoral mayor

Figura 2. 19 Aducción Horizontal del HombroFuente: <http://www.fotosearch.es/lifeart/manual-de-medicina-1/LIF155/>

- **Rotación Externa**

Es un movimiento del húmero alrededor de su eje alejándose de la línea media del cuerpo como se presenta en la Figura 2.20.

La posición de partida cero corresponde al brazo en abducción de 90° y alineado con el plano de la escápula. El codo está en flexión de 90° y el antebrazo esta paralelo al suelo.



Amplitud de movimiento:

De 0° a 60°

Músculos:

Infraespinoso y redondo menor

Figura 2. 20 Rotación Externa

Fuente: <http://biomecanicahombrokine.blogspot.com/2011/06/movimiento-del-hombro.html>

- **Rotación Interna**

Es cuando se gira el brazo en su eje acercando el pulgar al cuerpo; es un movimiento de húmero alrededor de su eje acercándose a la línea media del cuerpo (Figura 2.21). La rotación interna es el movimiento contrario al de rotación externa; es decir, los grados en que el antebrazo se desplaza hacia el suelo si el brazo se coloca por detrás del plano de la escápula, la rotación interna se ve limitada por mecanismos que no están bien definidos pero que probablemente corresponden a una tensión de las estructuras de la cápsula glenohumeral.



Amplitud de movimiento:

De 0° a 80°.

Músculos:

Subescapular

Figura 2. 21 Rotación Interna

Fuente: <http://cto-am.com/hombroexploracion.htm>

En la Tabla 2.2 se presenta un resumen de los grados de movilidad que presenta el hombro de una persona.

Tabla 2. 2

Grados de movilidad de la articulación del hombro.

GRADOS DE MOVILIDAD.		
MOVIMIENTO	GRADOS DE NORMALIDAD	GRADOS FUNCIONALES
Flexión	Normal 180 °	Funcional 120°
Extensión	Normal 60 °	Funcional 40°
Abducción	Normal 180 °	Funcional 120°
Aducción	Normal 45 °	Funcional 30°
Rotación interna	Normal 80 °	Funcional 45°
Rotación externa	Normal 90 °	Funcional 45°

Fuente: Hoppenfeld S. Murthy V., 2001.

2.2.2 BIOMECÁNICA DEL CODO

El codo es una articulación en bisagra y pivote, la principal función del codo es situar la mano en la situación más adecuada para sus actividades, es una articulación sinovial compuesta, definida según el (Mosby F., 1999).

a. GONIOMETRÍA DEL CODO

Goniometría deriva del griego gonion (‘ángulo’) y metron (‘medición’), es decir: «disciplina que se encarga de estudiar la medición de los ángulos». El complejo articular del codo posee un solo grado de movimiento que ocurre en el plano sagital, alrededor de un eje medio-lateral.

- **Flexo-Extensión**

El eje de movimiento es oblicuo en relación a los planos de referencia espacial, con una inclinación de 6° con respecto al plano transversal, como se muestra en la Figura 2.22.

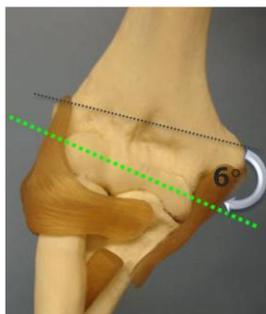


Figura 2. 22 Eje para flexo-extensión del codo

Fuente: <http://www.efdeportes.com/efd171/abordaje-fisico-matematico-del-gesto-articular.ht>

El rango de movimiento (ROM) de la Flexión es de 140° y el límite lo marca el choque de las masas musculares del brazo y antebrazo. Se realiza una flexión del codo, desplazando el brazo móvil del goniómetro junto con el antebrazo del paciente y manteniendo los puntos de referencia indicados en la posición de partida. El movimiento se continúa hasta que se produce el choque de las masas musculares del antebrazo y del brazo, completándose la flexión del codo a 140° (Figura 2.23). En la Figura 2.24 se observa la extensión el codo.

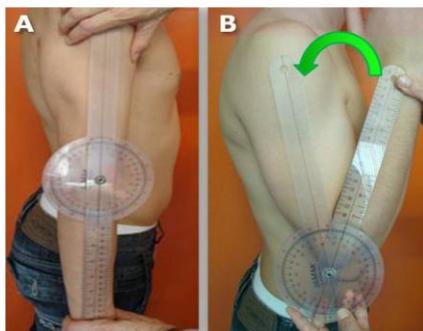


Figura 2. 23 Flexión del codo

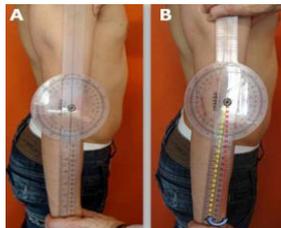


Figura 2. 24 Extensión del codo

Fuente: <http://www.buenastareas.com/ensayos/Goniometria/2030340.html>

Existe un segundo grado de movimiento denominado pronación-supinación que es responsable de la articulación radio-cubital distal como se aprecia en la Figura 2.25.



Figura 2. 25 Movimientos de Pronación y Supinación del antebrazo.

Fuente: <http://www.fuerzaycontrol.com/cuerpo-humano>

El ROM de la Pronación de antebrazo es de 80°. Para valorarlo, el paciente debe colocar el hombro y antebrazo en posición neutra (posición intermedia entre pronación y supinación). El codo debe estar en flexión de 90° y el pulgar en posición neutra. Se coloca el fulcro (Punto que sirve de apoyo a una palanca) del goniómetro sobre la cara dorsal del antebrazo, proximal a la apófisis estiloides cubital (Figura 2.26)

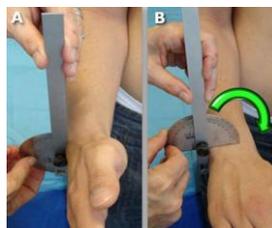


Figura 2. 26 Goniometría de la pronación del antebrazo.

Fuente: <http://es.slideshare.net/Santiago1027/goniometria>

Para valorar el ROM de la Supinación del antebrazo, que en condiciones normales es de 90°, el paciente se sitúa en la parte de la misma posición que la anteriormente referida (Figura 2.27).

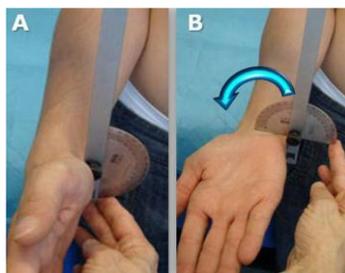


Figura 2. 27 Goniometría de la supinación del antebrazo.

Fuente: <http://es.slideshare.net/Santiago1027/goniometria>

La mayoría de las actividades de la vida diaria son realizadas a través de un arco funcional de 100° de flexión y 50° de pronosupinación. En la Tabla 2.3 se presenta un resumen de los grados de movilidad que presenta el codo de una persona.

Tabla 2. 3

Grados de movilidad de la articulación del codo.

GRADOS DE MOVILIDAD DEL CODO		
MOVIMIENTO	GRADOS DE NORMALIDAD	GRADOS FUNCIONALES
Flexión	0° a 140 °	Funcional 100°
Extensión	0° a 140 °	Funcional 100°
Pronación	85 °	Funcional 50°
Supinación	85 °	Funcional 50°

Fuente: Hoppenfeld S. Murthy V., 2001.

Una vez estudiados los grados de libertad del miembro superior que son: abducción y aducción del hombro, flexión y extensión del hombro, rotación interna y

externa del húmero, flexión y extensión del codo, pronación y supinación de la mano, con sus respectivos grados de movilidad se procede a tomar datos del peso que tiene el miembro superior.

Aunque algunos autores han tratado de obtener parámetros inerciales s para cada persona (Whitsett, 1963; Hanavan, 1964; Jensen, 1978; Hatze, 1980 y Yeadon 1990), los procedimientos son poco precisos y costosos. Por tal motivo, lo más recomendable es expresar el peso del segmento como un porcentaje del peso total de la persona.

Existen diversos modelos para este método. El más habitual empleado es el que se obtuvo de los estudios de Dempster (1955) y Clauser (1969), son datos tomados por desmembramiento de cadáveres (Tabla 2.4).

Tabla 2. 4

Parámetros Inerciales generados por (Clauser, 1969)

SEGMENTO	MASA	CG
Cabeza y cuello	7.3 %	46.4 %
Tronco	50.7 %	38.03 %
Brazo	2.6 %	51.30 %
Antebrazo y mano	2.3 %	
Antebrazo	1.6 %	38.96 %
Brazo completo	5 %	
Mano	0.7 %	82.0 %
Muslo	10.3 %	37.19 %
Pie	1.5 %	44.9%

Fuente: Clauser, C., Mcconville, J., Young, J., 1969.

Suele existir una modificación del ángulo que forma el brazo respecto a la acción de la propia fuerza, por esta razón el valor del brazo de palanca también varía. A

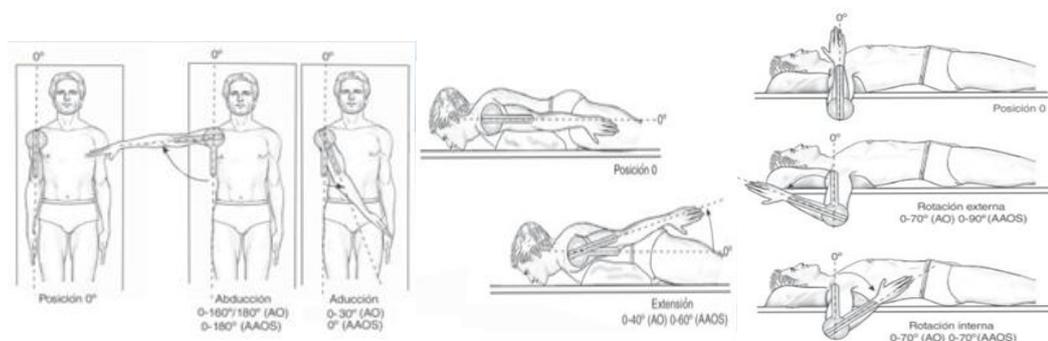
continuación se presenta las variaciones en las medidas que puede tener un brazo humano. (Ávila, Prado y González E, 2001, pp 111-123).

- Longitud del brazo varía entre 29 a 40 cm
- Longitud del antebrazo varía entre 21 a 30 cm.
- Longitud entre hombros es de 39 a 55 cm.
- Altura del asiento y pies apoyados en el piso 34 a 45 cm.
- La altura del hombro en una persona sentada es de 85 a 108cm.

2.3 PLANIFICACIÓN DE MOVIMIENTOS Y ANÁLISIS DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS

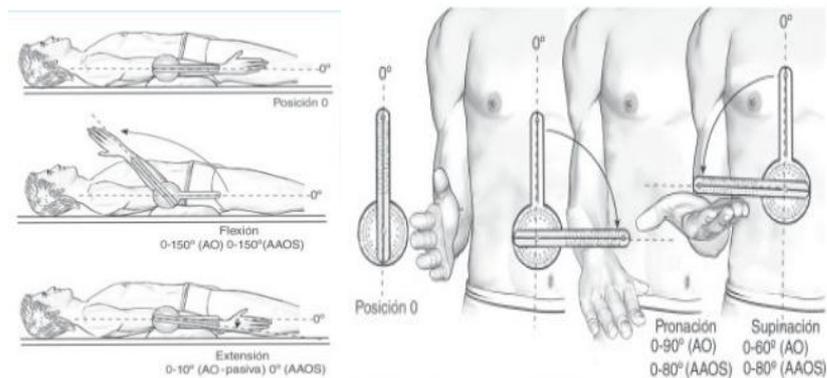
El objetivo de este estudio es poder dar movilidad en la extremidad superior a personas que por algún evento no pueden hacerlo, en la Figura 2.28 se presenta un ejemplo de los movimientos básicos que se realizan por una persona, para en base a estos diseñar el sistema mecánico.

Una vez que se tiene el conocimiento de los grados permisibles en cada articulación, se procede con el estudio de cuáles músculos intervienen en el movimiento.



(a) Movimientos deseados en el hombro

Fuente: <http://s3.amazonaws.com/ppt-download/goniometria-111109111428>



(b) Movimientos deseados en el codo

Figura 2. 28 Movimientos del brazo

Fuente: <http://s3.amazonaws.com/ppt-download/goniometria-111109111428>

En base a estudios realizados anteriormente como lo es el trabajo de implementación de un electromiógrafo elaborado por Wilson Urbina Rojas y Fernando Martínez en el 2012, en la Tabla 2.5 se puede observar señales EMG de los diferentes músculos del brazo, los cuáles actúan para poder obtener los movimientos descritos anteriormente.

Tabla 2. 5

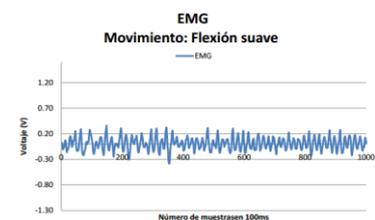
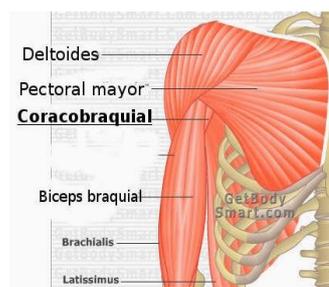
Músculos de miembro superior y señales EMG

Músculos y formas de onda que intervienen en el movimiento.

Hombro

a. Flexión:

Deltoides, Pectoral Mayor,
Coracobraquial, Redondo
Mayor.

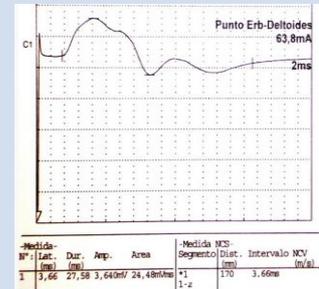
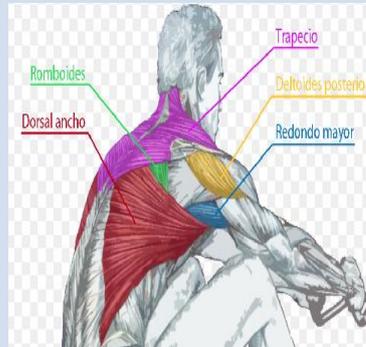


(Cifuentes I., 2010)

b. Extensión
del hombro
Dorsal ancho

Redondo
mayor

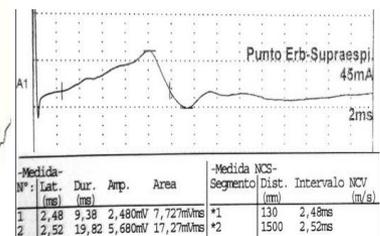
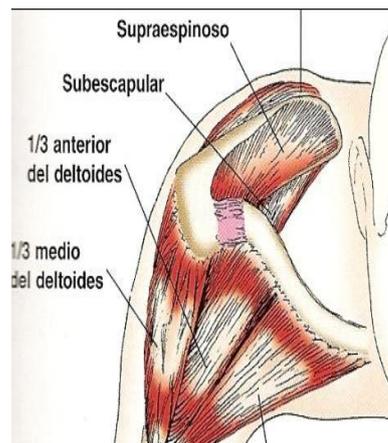
Deltoides
posterior



(Francisco B , Rodríguez S,2010)

c. Abducción de Hombro

Deltoides medio y
Supraespinoso

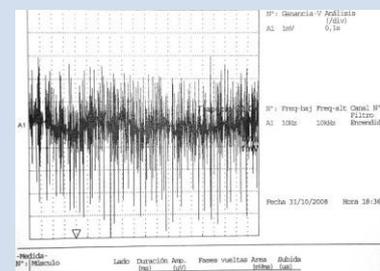
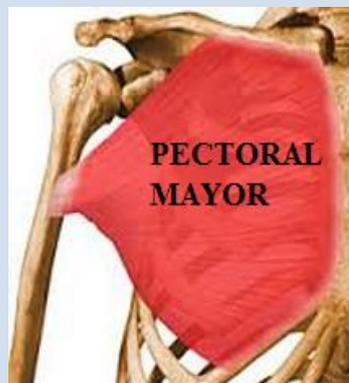


(Francisco B , Rodríguez S,2010)

d. Aducción

Pectoral Mayor

Dorsal Ancho



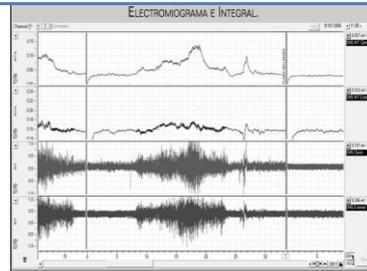
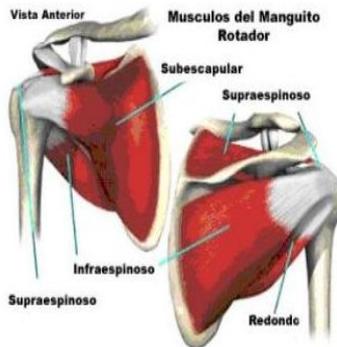
(Francisco B , Rodríguez S,2010)

e. Rotación Interna

Subescapular

Pectoral mayor

Redondo mayor

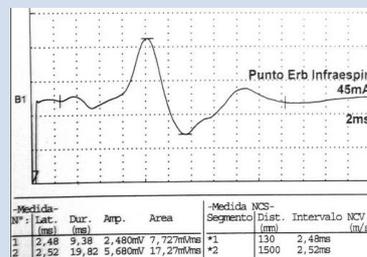


<http://www.revistaakademeia.cl/?p=1439>

f. Rotación

Externa

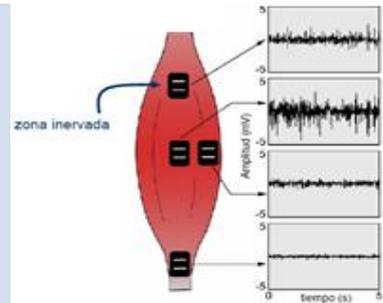
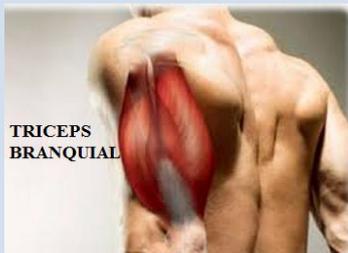
Infraespinoso y redondo menor



(Francisco B , Rodríguez S,2010)

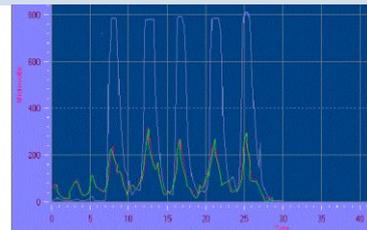
CODO

g. Extensión: Músculo tríceps braquial.



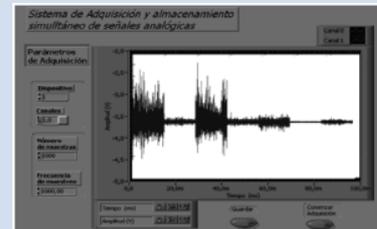
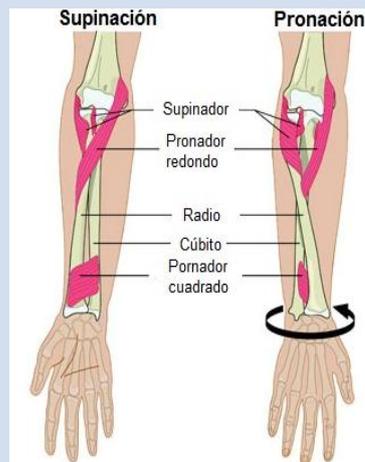
<https://www.sparkfun.com/products/11776>

h. Flexión: Músculo bíceps braquial, músculo braquial anterior y músculo braquiorradial (supinador largo).



(Forteza. A, 2004)

i. Supinación: Músculo supinador corto y músculo bíceps braquial.



(Camacho, León, Barrero, 2012)

j. Pronación: Músculo pronador redondo y músculo pronador cuadrado.



(Josep, 2013)

Las señales obtenidas generalmente se parecen a un ruido aleatorio y varían de un músculo a otro, esto es debido a varios factores como la actividad muscular del paciente y la ubicación de los electrodos.

La amplitud de la señal varía entre 50uV a 5 mV con una frecuencia de 10 Hz a 500 Hz. Una vez que se consigue las formas de onda de las señales tomadas en los músculos, se procede a determinar los parámetros resultantes por cada una como: su amplitud, frecuencia, forma, etc. Para conocer el estado que presenta un músculo es necesario tomar varias muestras de la señal, además la onda nos indica la cantidad de ruido e interferencia presente, así se puede determinar si esta necesita un filtro para limpiarla y generar un buen control del exoesqueleto. De esta manera se definen las características principales de las señales electromiográficas así:

- ✓ La fuente de energía eléctrica es el potencial de la membrana muscular de alrededor de -90 mV. EMG potenciales de entre menos de 50 mV y hasta 20 a 30 mV, dependiendo del músculo en observación.
- ✓ La amplitud de la señal puede variar de 0 a 10 mV (pico a pico) o de 0 a 1,5 mV (rms). La energía útil de la señal está limitada a la gama de frecuencia de 0 a 500 Hz, con la energía dominante en el intervalo de 50-150 Hz.
- ✓ Espectro de importancia 0-500 Hz, pero puede llegar hasta los 2 KHz, para registro EMG superficial y hasta los 10 Khz para el registro invasivo.
- ✓ Energía dominante entre 50 – 500 Hz.
- ✓ La adquisición de señales EMG se ve fuertemente afectada por el ruido de línea eléctrica (60 Hz).
- ✓ Aleatoria (Representación por medio de distribución Gaussiana).
- ✓ Amplitudes entre 0 – 60 mV aproximadamente.
- ✓ Los potenciales de acción de cada músculo presenta una magnitud fija.

2.4 DISEÑO DEL SISTEMA MECÁNICO, ELÉCTRICO Y ELECTRÓNICO

Para el diseño de estos sistemas se toma en cuenta parámetros de diseño establecidos en base a los objetivos que se plantean para el desarrollo de este proyecto.

2.4.1 PARÁMETROS MECÁNICOS

Para realizar el diseño mecánico se toma en consideración las características físicas del paciente como peso y tamaño, la ergonomía y los grados de libertad que deberá tener la estructura del exoesqueleto en desarrollo.

- En base a la lectura e investigación de varias tesis y documentos científicos (Molina y González, 2008), (Pérez, 2011), (Lasso y Masso, 2010), además de la biomecánica del miembro superior, por comodidad del paciente se eligen 6 grados de libertad que serán habilitados conforme se diseña y modifica la estructura para cada movimiento, tomando muy en cuenta la facilidad del mismo y las restricciones de cada grado.

- Para definir el tamaño de la estructura se toma en cuenta los datos vistos anteriormente y proporcionados por los estudios biomecánicos, así se define diseñar en base a eslabones cada parte del brazo, haciendo que estos sean regulables permitiendo de esta manera adaptarse a cualquier estatura.
- Para el diseño mecánico se considera además establecer un peso máximo de una persona promedio de 60 Kg, analizando que el peso del brazo de una persona con capacidades especiales para las que aplica este proyecto no pesa mucho ya que la masa muscular ha disminuido por la falta de actividad en este miembro, esta definición se ha tomado en base a la consulta con varios especialistas que afirman este dato.
- Para darle una forma ergonómica a la estructura se procura la consulta con un médico especialista que guíe las partes del cuerpo a tomar en cuenta para procurar su protección, las cuales son: columna, espalda, articulaciones, además del peso del marco exoesquelético.

2.4.2 PARÁMETROS ELÉCTRICOS Y ELECTRÓNICOS

- Para el presente proyecto se toma en cuenta que, el objetivo es que el exoesqueleto sea independiente por lo que se utilizan baterías de alta duración, además que la comunicación se realiza de manera convencional, es decir mediante cables además el control viene dado por la programación del microcontrolador que detecta la intención del paciente y controla los servomotores que funcionan como los músculos de la persona.
- Los parámetros electrónicos como la elección de componentes se dan conforme se realiza el estudio ya que al existir pocos desarrollos en la actualidad, como este, es difícil comparar y elegir componentes adecuados además que la limitación de tecnología en el país lo restringe en cierto nivel.

- Tomando en cuenta la alimentación de la tarjeta de adquisición de señales EMG y la de los servomotores; se planea realizar un conversor de voltajes que permita la alimentación adecuada de cada elemento tomando como referencia de 3 a 12V.
- Los puntos a tomar en cuenta en la selección de servomotores se basan en el valor del torque requerido para cada movimiento, de poco peso y dimensiones pequeñas, para de esta manera acoplarlos con facilidad a la estructura.

2.4.3 DISEÑO DEL SISTEMA MECÁNICO

En esta parte se analiza el diseño de cada pieza del exoesqueleto tomando en cuenta el estudio de varios software de diseño mecánico como Inspire de Hyperworks, Space Clean y Solidwork.

- **DISEÑO DEL MARCO O ESTRUCTURA DEL EXOESQUELETO**

Una manera de iniciar con el diseño es aplicando ingeniería inversa que es “El análisis de un sistema para identificar sus componentes actuales y las dependencias que existen entre ellos, para extraer y crear abstracciones de dicho sistema e información de su diseño” (Chifofsky, 1990).

Para proceder con el bosquejo de las piezas que forman parte de la estructura se toma como referencia el exoesqueleto Titan Arm que se presenta en la Figura 2.29, este proyecto es eficiente, de bajo peso y poderoso, ya que la persona que lo utiliza pueda levantar hasta 40 libras extras de peso sin mucho esfuerzo.

A finales del 2012, estudiantes de ingeniería mecánica de la Universidad de Pennsylvania se dedicaron a construir un exoesqueleto mecánico que fuera liviano, portable y de precio accesible. Un año después, Elizabeth Beattie, Nicholas McGill, Nick Parrotta y Nikolay Vladimirov construyeron el prototipo Titan Arm. (Monclova,2014)



Figura 2. 29 Exoesqueleto Titan Arm

Fuente: <http://titan-arm-un-exoesqueleto-portable-y-accesible>

En primer lugar se realiza un bosquejo general del modelo deseado con la unión de eslabones, como se observa en la Figura 2.30 la estructura es muy rústica y esquemática para acoplarla a un brazo humano, por esta razón con la ayuda de herramientas computacionales como Inspire y Space Clean que son paquetes de software de diseño utilizados para optimizar material y tiempo de maquinado de piezas, se realiza el diseño tomando en cuenta el costo que implica la replicación del prototipo además de la comodidad que se debe brindar al usuario.



Figura 2. 30 Primer modelo creado en Solidworks

Como se mencionó anteriormente, para el estudio de este proyecto se toma un peso de 60 Kg , correspondiente a una persona promedio, utilizando los porcentajes de Clauster detallados en la Tabla 2.4, se obtiene una referencia del peso que tiene la extremidad superior con cada segmento.

$$\% \text{ segmento} * \text{ peso corporal} = \text{ peso por segmento} \quad \text{Ecuación 2. 1}$$

Brazo:

$$0.026 * 60 = 1.56 \text{ Kg}$$

Antebrazo:

$$0.016 * 60 = 0.96 \text{ Kg}$$

Mano:

$$0.007 * 60 = 0.42 \text{ Kg}$$

Antebrazo y mano:

$$0.96 + 0.42 = 1.38 \text{ Kg}$$

Miembro superior:

$$1.56 + 0.96 + 0.42 = 2.94 \text{ Kg}$$

La masa del servo genérico se toma en base a los datasheet del fabricante y se indica que es de 55g dependiendo del servomotor a utilizar, estos datos se añaden a los cálculos realizados.

Para el análisis se debe calcular las fuerzas aplicadas sobre la estructura, y se obtiene mediante la Ecuación 2.2. Las masas de los segmentos del brazo y el peso de la estructura (Solidworks, 2011) se toman de la Tabla 2.6.

Tabla 2. 6

Pesos del brazo humano y de la estructura

Pesos aproximados para el cálculo de fuerzas.		
Segmento	Masa corporal (Kg)	Masa estructura (kg)
Brazo	1.56	0.128
Antebrazo	0.96	0.104
Miembro Superior	2.94	1.577

$$F = m * a$$

Ecuación 2. 2

- **Fuerza calculada en el soporte de la estructura**

$$F_1 = (m_e + m_t + m_s) * a$$

En donde:

- m_e es la masa total del ensamble
- m_t es la masa del miembro superior
- m_s masa servomotor genérico.

$$F_1 = (1.577 + 2.94 + 0.055)Kg * 9,8 \frac{m}{s^2}$$

$$F_1 = 44.806 N$$

- **Fuerza calculada a la altura del hombro**

$$F_2 = (m_b + m_a + m_{ma} + m_{pb} + m_{pa} + m_s) * a$$

En donde:

- m_b es la masa del brazo
- m_a es la masa del antebrazo
- m_{ma} es la masa de la mano
- m_{pb} es la masa de acople de brazo
- m_{pa} es la masa de acople de antebrazo
- m_s masa servomotor genérico

$$F_2 = (1.56 + 0.96 + 0.42 + 0.128 + 0.104 + 0.055)Kg * 9,8 \frac{m}{s^2}$$

$$F_2 = (3.227 * 9,8) = 31.625 N$$

- **Fuerza calculada a la altura del codo**

$$F_3 = (m_a + m_{ma} + m_{pa} + m_s) * a$$

En donde:

- m_a es la masa del antebrazo

- m_{ma} es la masa de la mano
- m_{pa} es la masa de acople de antebrazo
- m_s masa servomotor genérico.

$$F_3 = (0.96 + 0.42 + 0.104 + 0.055)Kg * 9,8 \frac{m}{s^2}$$

$$F_3 = (1.539 * 9,8) = 15.082 N$$

Se va a calcular el torque máximo del motor (Ecuación 2.3), para esto la estructura debe estar posicionada a 90° de la posición inicial. Se considera que el peso de cada segmento se encuentra en el centro de gravedad, es por esto que se divide para dos.

Par = Fuerza x Distancia

Ecuación 2. 3

En la Figura 2.31 se muestra la ubicación de los principales actuadores del sistema para así poder calcular su torque.

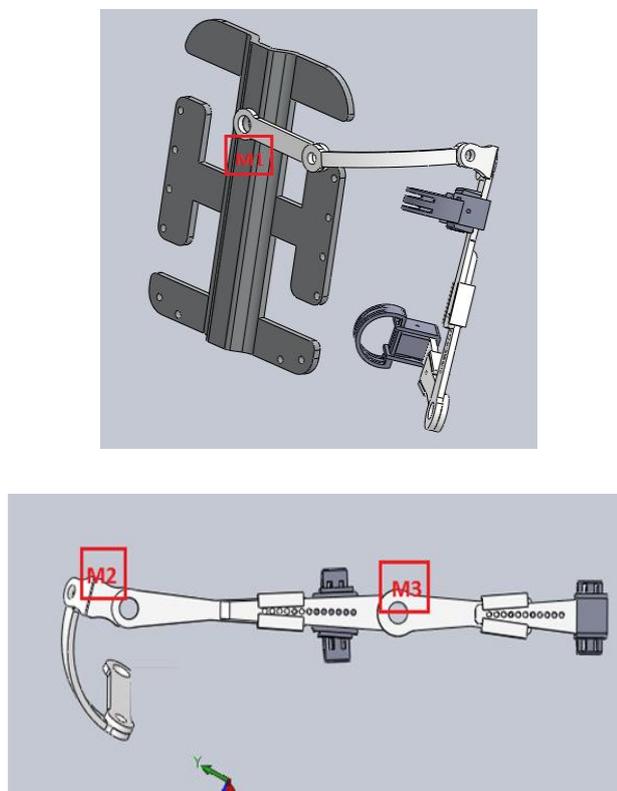


Figura 2. 31 Ubicación de los momentos en la estructura.

- Torque 1

Las distancias de los segmentos se observan en la Figura 2.32, así se obtiene la longitud total.

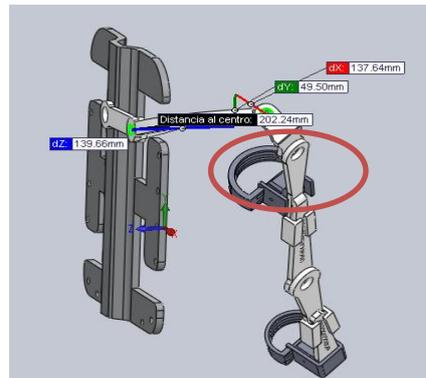


Figura 2. 32 Longitud ubicación momento 1

$$T_1 = w_1 * d$$

Ecuación 2. 4

En donde:

$$w = \text{peso total} + \text{peso de estructura}$$

$$1 \text{ Kg cm} = 0.0981 \text{ N.m}$$

$$T_1 = 2.94 \text{ Kg} * \left(\frac{20.224}{2} \right) \text{ cm}$$

$$T_1 = 29.729 \text{ Kg cm} = 2.92 \text{ Nm}$$

- Torque 2

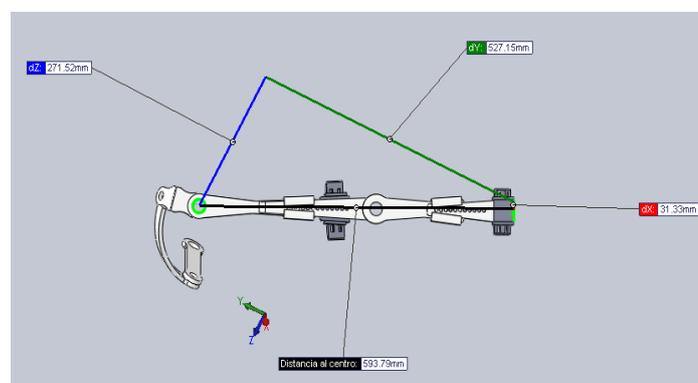


Figura 2. 33 Longitud del brazo + antebrazo.

$$T_2 = w_2 * d$$

En donde:

$$w_2 = \text{peso del brazo} + \text{peso del segmento del brazo de la estructura}$$

$$T_2 = (2,94Kg) * \left(\frac{59.37}{2}\right) \text{ cm}$$

$$T_2 = 87.274 \text{ Kg cm} = 8.56 \text{ Nm}$$

- Torque 3

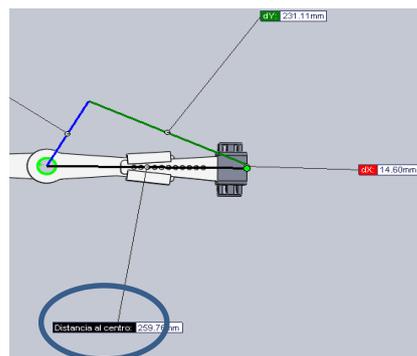


Figura 2. 34 Longitud del antebrazo.

$$T_3 = w_3 * d$$

$$w_3 = \text{peso del antebrazo}$$

$$+ \text{peso del segmento del antebrazo de la estructura}$$

$$T_3 = (1,56 \text{ Kg}) * \frac{25,976}{2} \text{ cm}$$

$$T_3 = 20261 \text{ Kg cm} = 1.99 \text{ Nm}$$

En la Tabla 2.7 se muestra los máximos pares que puede ejercer el miembro superior en una persona que tiene un peso de 60 Kg, para cada uno de sus principales movimientos.

Tabla 2. 7

Torques máximos del miembro superior.

HOMBRO	
Flexión / extensión	8.56 N.m
Aducción / abducción	8.56 N.m
Rotación Húmero	2.92 N.m
CODO	
Flexión / extensión	1.99 N.m

Tomando en cuenta el diseño al cuál se desea llegar, se procede con el modelado de cada una de las piezas que forman el exoesqueleto, partiendo de la pieza realizada en Solidworks, previamente guardada con extensión .igs, con la ayuda de solidthinking Inspire se va a determinar el exceso de material que posee el segmento.

En Inspire se procede a seleccionar el material a utilizar, el plano y posibles cargas a las que se expone cada pieza sobredimensionando los valores para así analizar un factor de seguridad mayor tal como se muestra en la Figura 2.35.

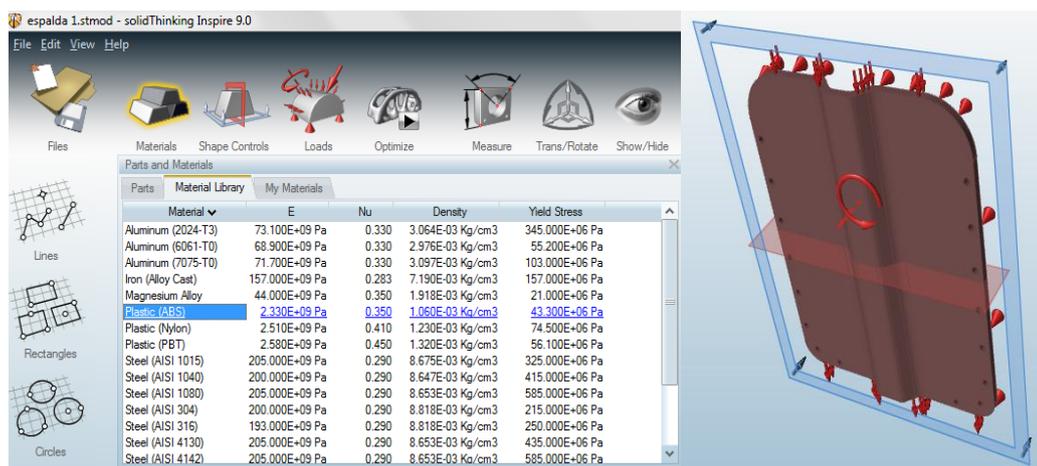


Figura 2. 35 Uso de Inspire para optimización de recursos

Una vez colocadas las cargas se procede con la optimización de la pieza, como se observa en la Figura 2.36, el porcentaje de optimización puede variar dependiendo de

las necesidades del usuario, para este caso se realiza a 30% que es el recomendado por el software.



Figura 2. 36 Icono Optimize de Inspire

Cuando el software termina la optimización se puede observar una bandera de color verde sobre el ícono **optimize**, lo cuál significa que se realizó con éxito, finalmente se obtiene la forma que debe tener la pieza quedando de esta manera el material en exceso. (Figura 2.37)

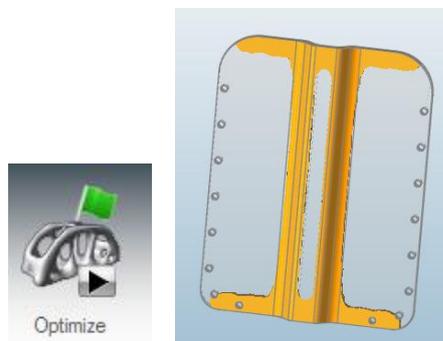


Figura 2. 37 Pieza optimizada en Inspire.

Finalmente con la ayuda de otro Software de ingeniería como Space Cleam se procede con el modelado final de la pieza como se puede observar en la Figura 2.38, ya que este permite modificarla y así se obtiene una forma similar a la obtenida en Inspire, tomando en cuenta que el espaldar soporta el peso total del exoesqueleto y la circuitería del mismo.

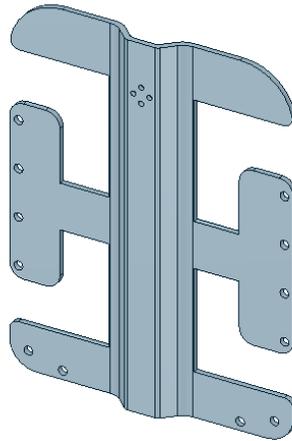


Figura 2. 38 Pieza final optimizada.

Se procede de igual forma con el resto de piezas para conseguir un menor peso en toda la estructura y también reducir costos de material. Tal como se presenta en las Figuras 2.39 hasta 2.45.

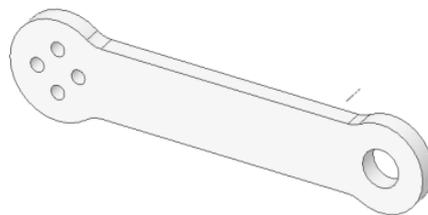
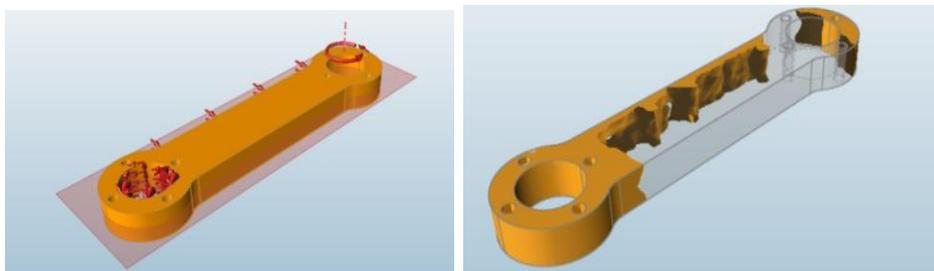


Figura 2. 39 Unión espalar - hombro.

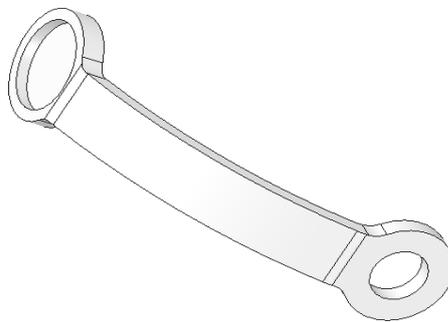
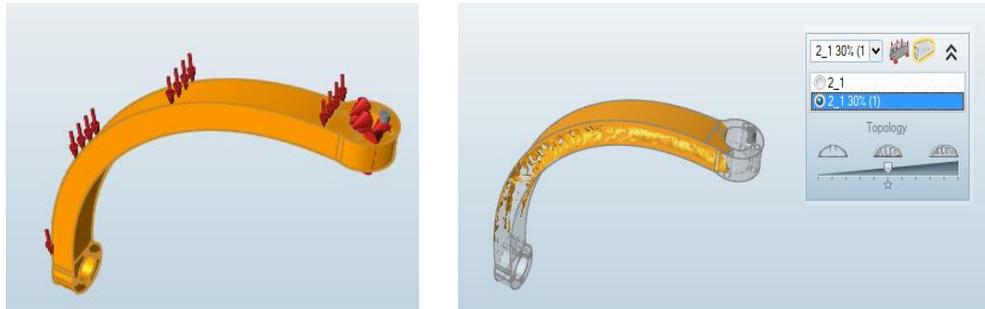


Figura 2. 40 Unión espaldar - hombro

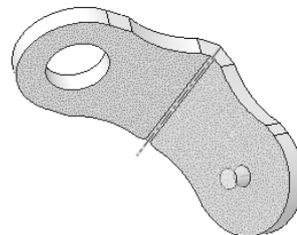
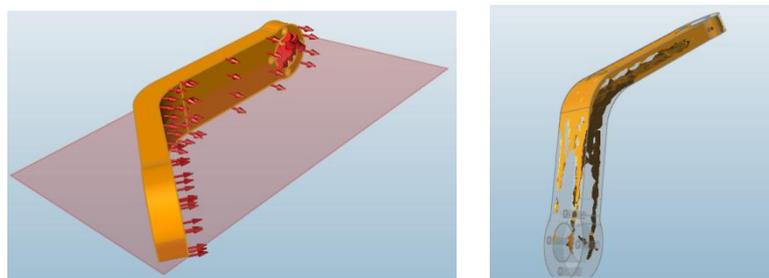


Figura 2. 41 Unión hombro - brazo.

El presente proyecto tiene como finalidad brindar una estructura que sea adaptable a distintas personas, por esta razón se crea un eslabón fijo y otro móvil para poder

ajustar la estructura a las exigencias del usuario, tal como se muestra en las siguientes figuras.

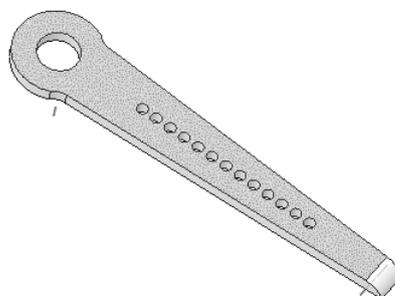
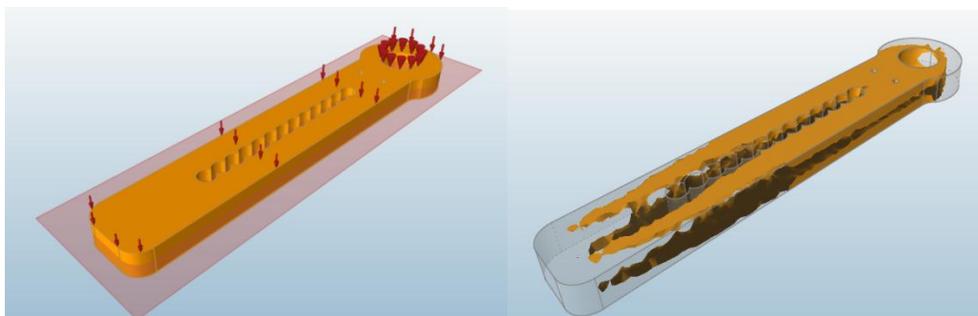


Figura 2. 42 Pieza del brazo móvil.

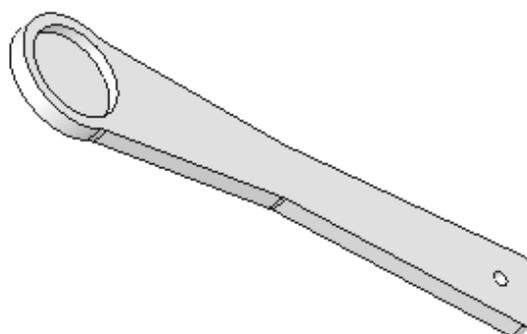
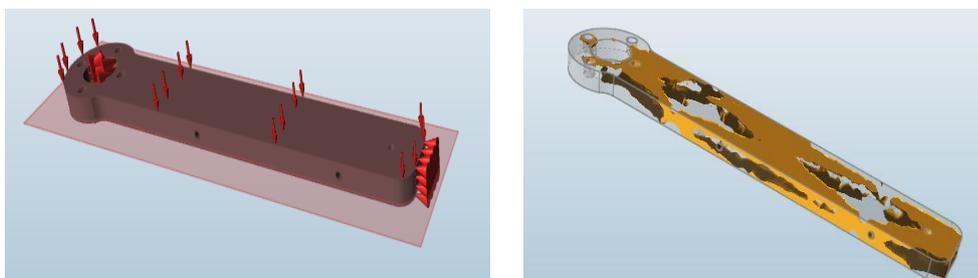


Figura 2. 43 Pieza del brazo fijo.

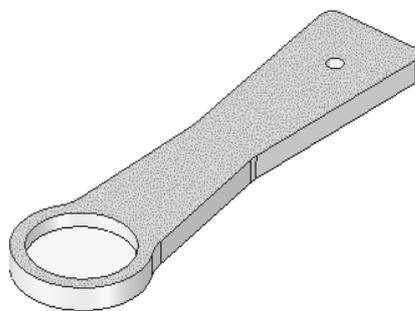
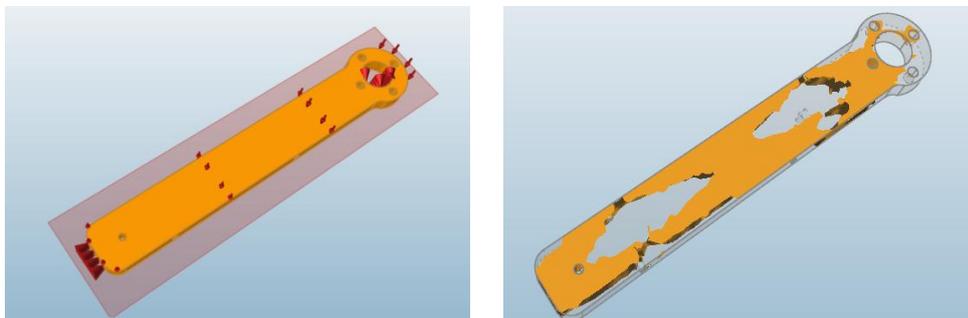


Figura 2. 44 Pieza del antebrazo fijo.

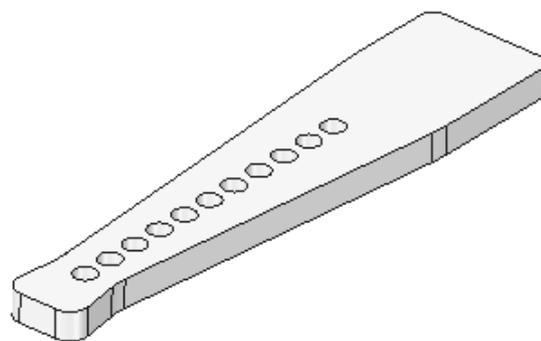
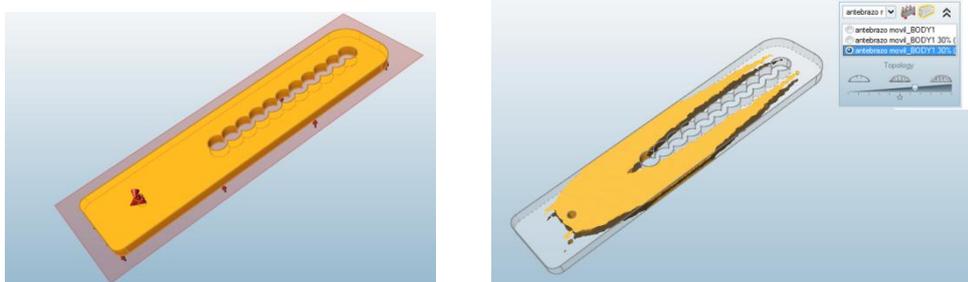


Figura 2. 45 Pieza del antebrazo móvil.

Para el ensamble se toma en cuenta cada pieza obtenida y se procede con el acople total parte por parte, mostrado en las siguientes figuras.

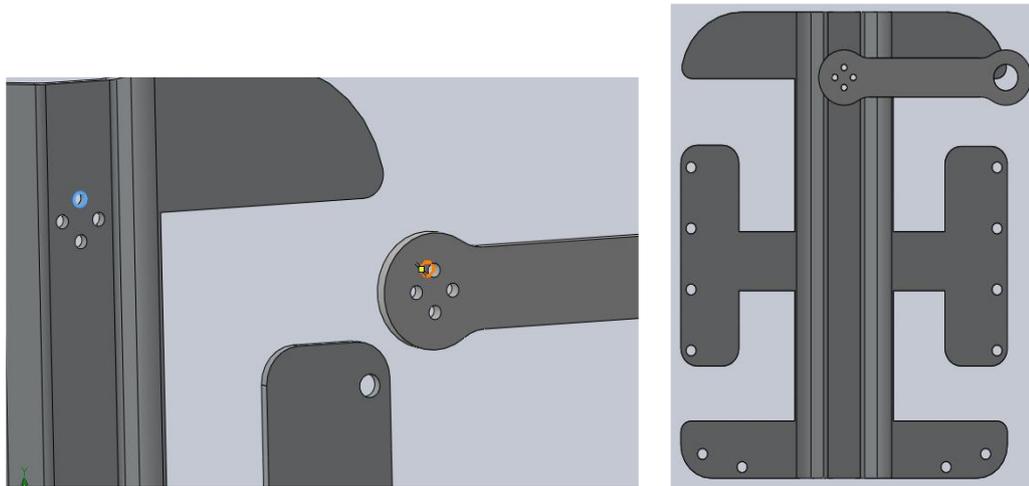


Figura 2. 46 Ensamble espaldar y eslabón espaldar-brazo.

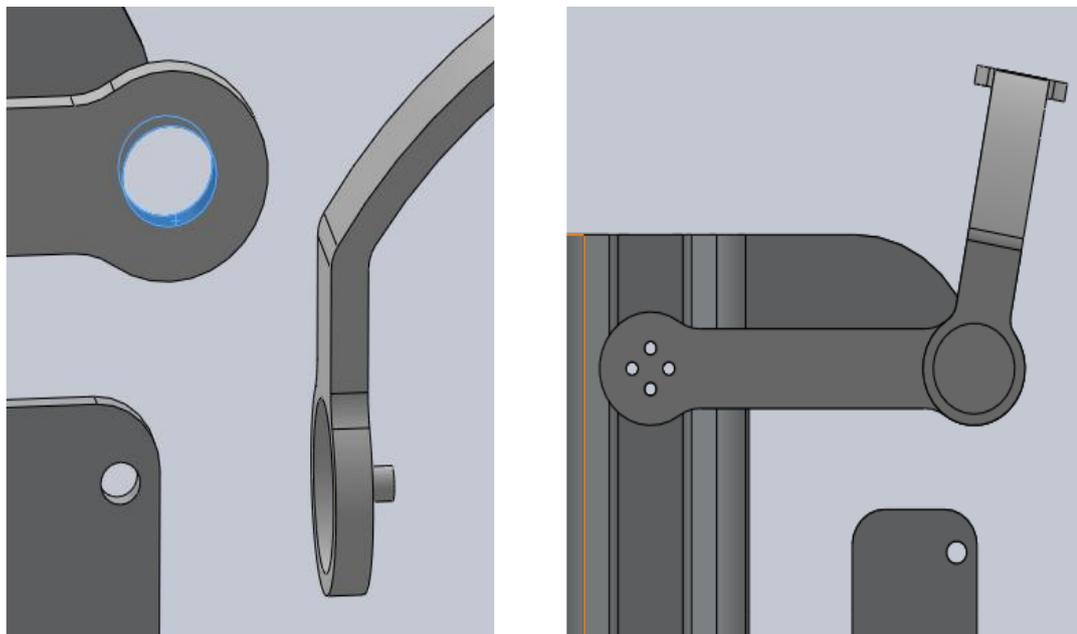


Figura 2. 47 Ensamble eslabón espaldar-brazo y espaldar hombro.

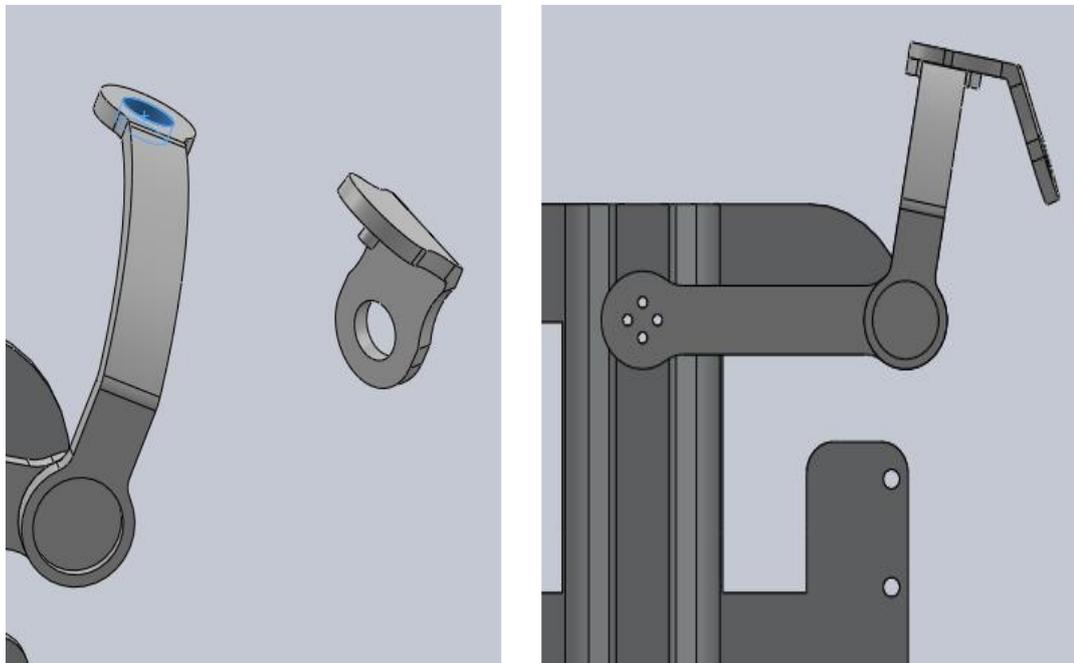


Figura 2. 48 Ensamble eslabón espaldar hombro y hombro-brazo

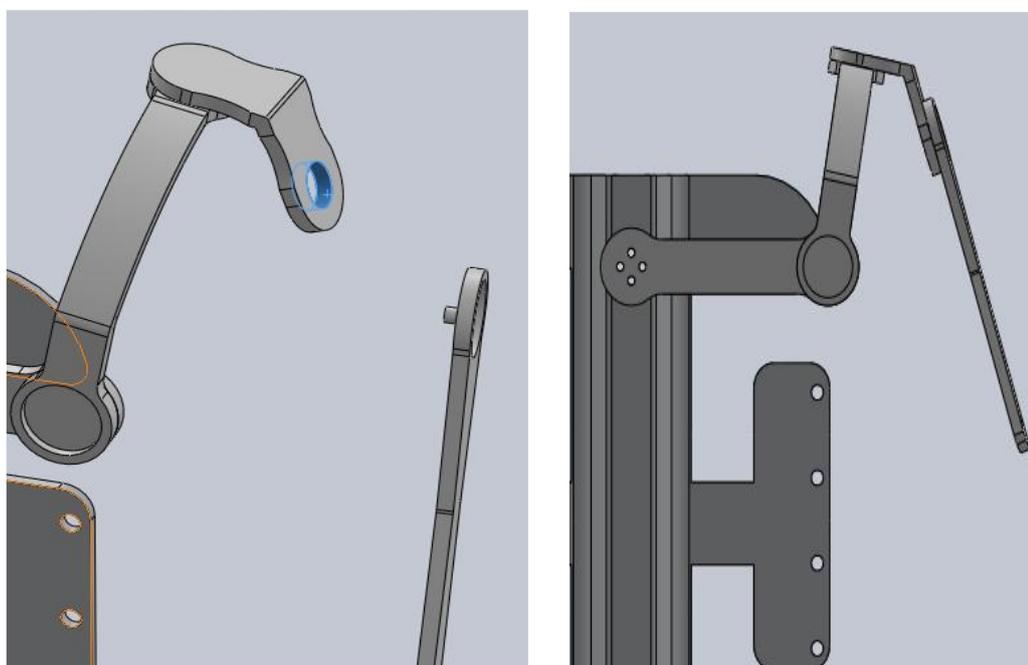


Figura 2. 49 Ensamble eslabón hombro-brazo y brazo 1.

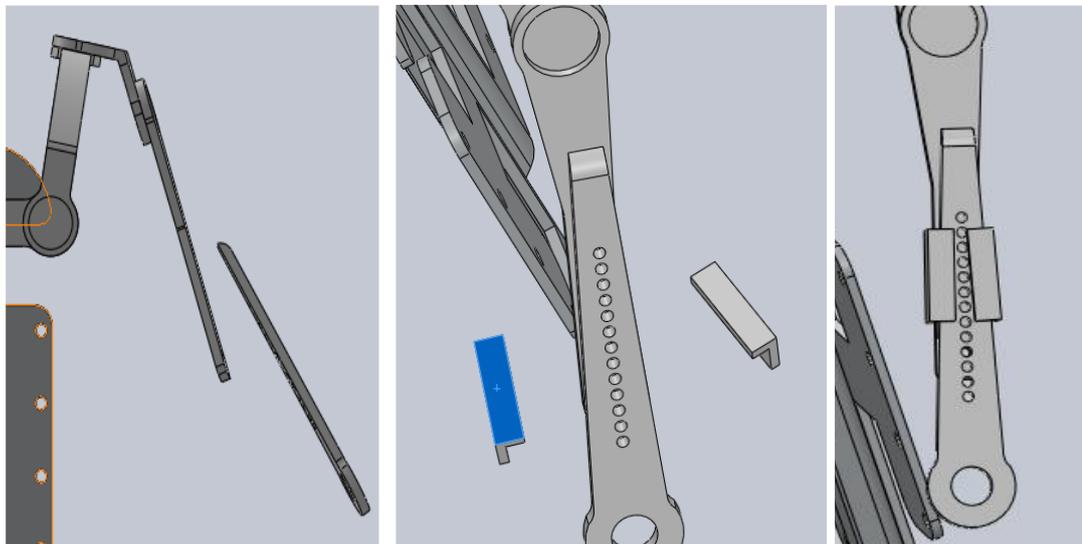


Figura 2. 50 Ensamble eslabón brazo 1 y brazo 2.

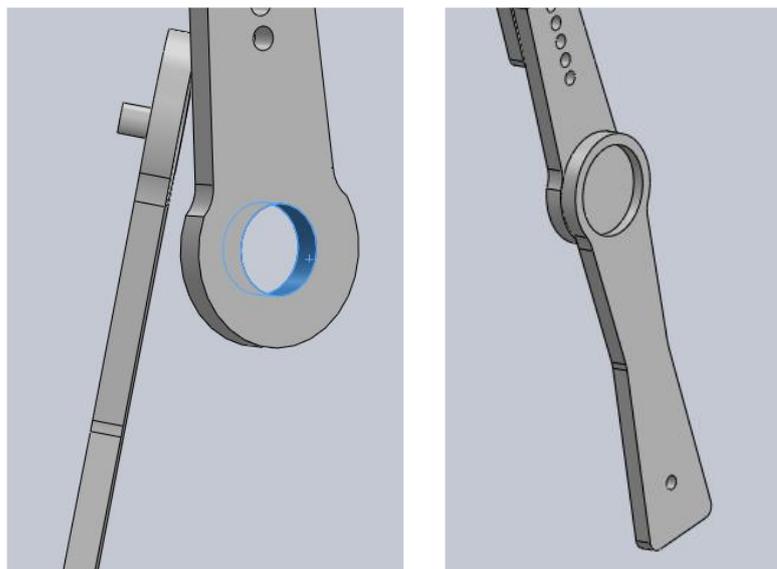


Figura 2. 51 Ensamble eslabón brazo y antebrazo 1.

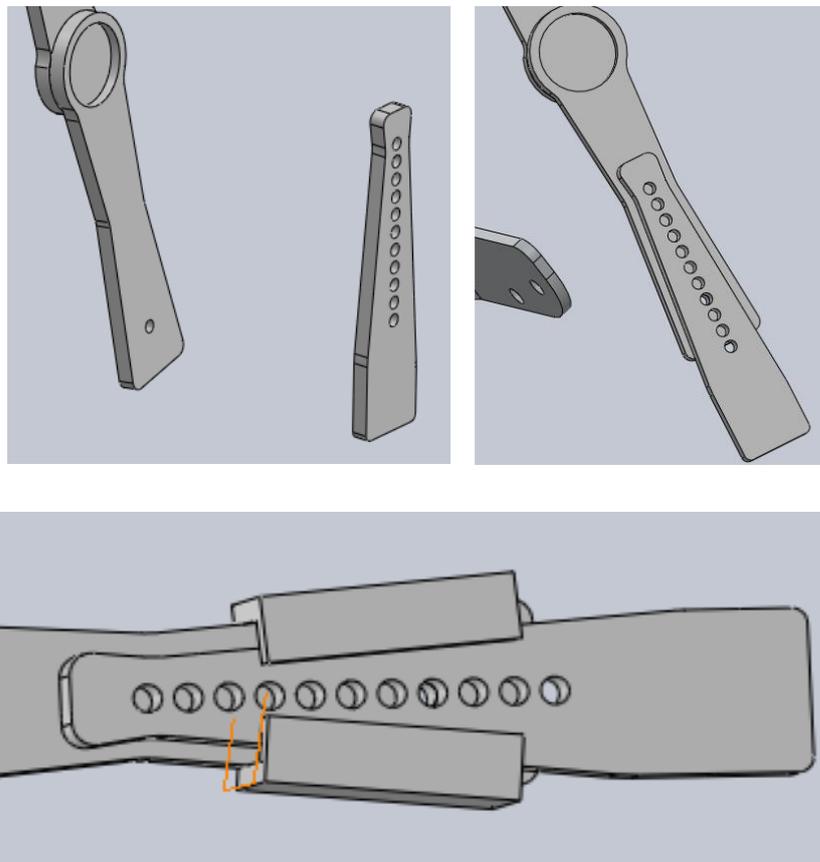


Figura 2. 52 Ensamble eslabón antebrazo 1 y antebrazo 2.

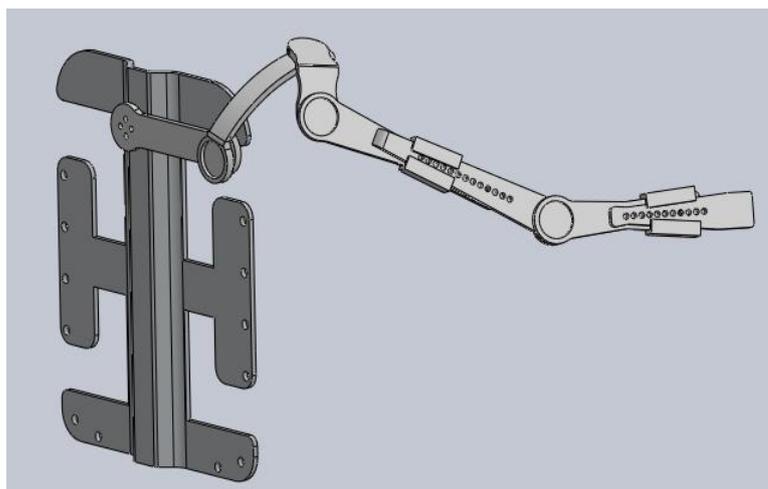


Figura 2. 53 Ensamble total.

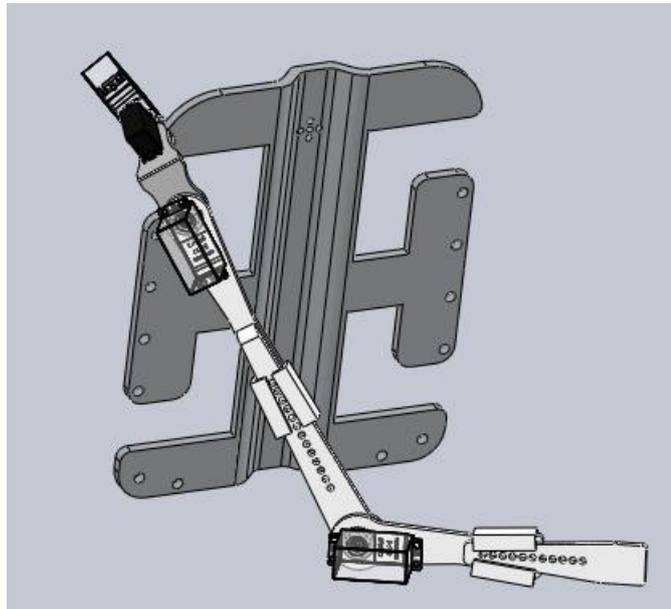


Figura 2. 54 Ensamble total con servomotores representativos.

2.4.4 ANÁLISIS ESTÁTICO DE LA ESTRUCTURA DEL EXOESQUELETO

El análisis estático de la estructura se realiza con el fin de comprobar que el diseño realizado es el adecuado y cumple con los requerimientos necesarios de peso y fuerzas aplicadas en el mismo.

Para la selección del material se toma en cuenta la Tabla 2.8 que caracteriza el ABS y permite realizar el análisis de las tensiones de Von Mises y del factor de seguridad, que permitirán establecer que éste es el material ideal, se toma en consideración dicho material por ser el más común usado con impresoras 3D para la fabricación de piezas, (González, 2012).

El peso del usuario y de los servomotores se toma en cuenta para el análisis añadiendo una carga remota en la que se incluyen estos detalles muy importantes para hacer una simulación muy cercana a la realidad.

Tabla 2. 8**Parámetros característicos del ABS a 25°C**

PARÁMETRO	PROMEDIO
Módulo de Young [MPa]	2180
Esfuerzo de Fluencia [MPa]	34.96
Esfuerzo Máximo [MPa]	38.21
Deformación a Esfuerzo Máximo	0.019
Esfuerzo de Ruptura [MPa]	31.55
Deformación de Ruptura	0.055
Coefficiente de Rigidez [MPa]	38.83
Exponente de Endurecimiento	0.027

Fuente:<http://www.materialessam.org.ar/sitio/biblioteca/bariloche/Trabajos/A04/0436.PDF>

Para establecer el peso y las características del material y de los eslabones se crea el material en base al más parecido de los existentes en la librería de Solidworks 2011, lo que se hace es completar las características de límite de elasticidad obtenido en base a la Tabla 2.8, además se toma en cuenta que el espaldar será fabricado en aluminio, ya que las dimensiones no satisfacen el área de trabajo; en la Figura 2.55 se observa la estructura final con los reemplazos de material.

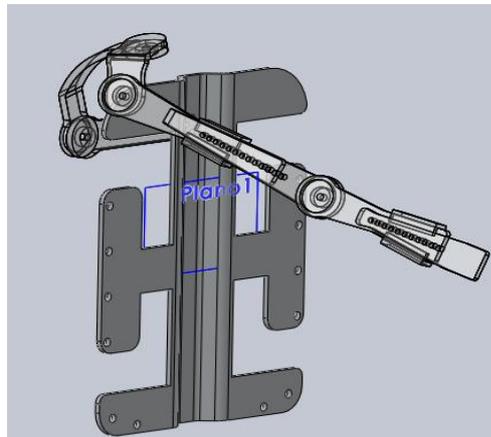


Figura 2. 55 Ensamble total con servomotores representativos.

En la Tabla 2.9 se muestran los pesos de las piezas, datos necesarios para el análisis, éstos han sido tomados de las características físicas calculadas por el software de diseño Solidworks.

Tabla 2. 9

Elementos de la estructura del exoesqueleto diseñado

ELEMENTO ESTRUCTURA	CANTIDAD (UNI)	PESO (g)
Espaldar	1	1635.40
Unión espaldar-brazo	1	62.78
Unión espaldar-hombro	1	63.02
Unión hombro-brazo	1	43.37
Brazo regulable	2	119.64
Antebrazo regulable	2	89.31
Servomotores	4	220
TOTAL	12	2233.52

Para realizar el análisis estático después de haber obtenido los datos necesarios se procede como primer paso a sujetar la estructura, fijándola en una parte (Figura 2.56 a), se agrega la gravedad para que sea tomada en cuenta en el análisis (Figura 2.56 b), luego se añade una carga remota que reemplaza el peso de los servomotores y del

miembro superior de la persona, además se ubican los sitios en donde actúan los torques a los que se somete la estructura en su posición más crítica, esto permite establecer qué es lo que sucedería en el peor de los casos, y así se califica con mayor precisión la validez del diseño (Figuras 2.56 c y d).

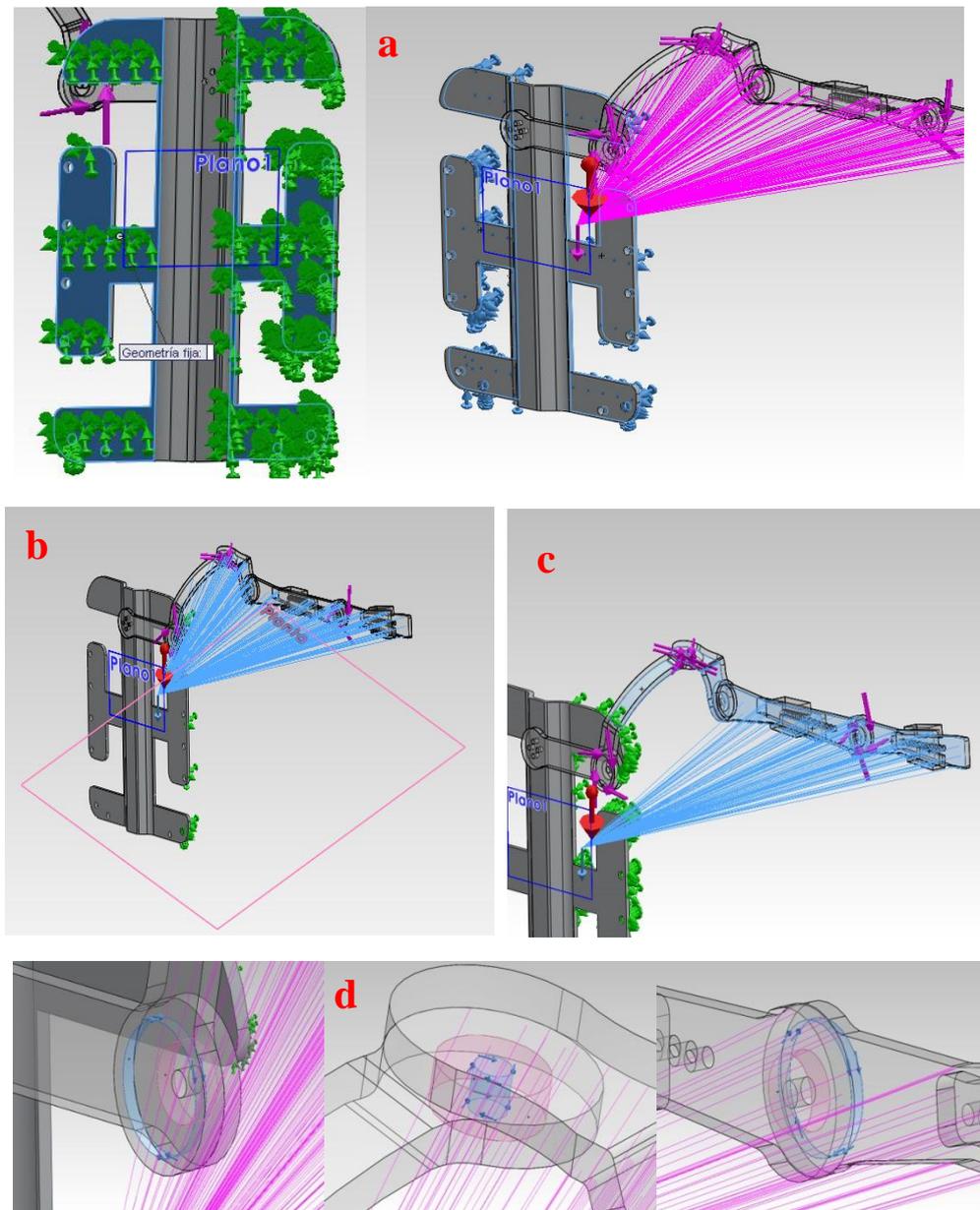


Figura 2. 56 Parámetros previos de análisis estático a) Geometría fija, b)Gravedad, c) Carga remota, d)Torques externos.

Con todos los parámetros establecidos se procede a crear la malla, se debe considerar que mientras más fino sea el mallado se obtendrán mejores resultados de análisis ya que se consideran más nodos, claro que esto depende también del procesador del computador y de la geometría de la estructura; para el presente proyecto se toma el mallado más fino permitido que es de aproximadamente **2.33mm** como se muestra en la Tabla 2.10, además en la Figura 2.57 se puede apreciar la calidad de malla de la estructura.

Tabla 2. 10 Elementos de la estructura del exoesqueleto diseñado

Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado:	Malla basada en curvatura
Puntos jacobianos	4 Puntos
Tamaño máximo de elemento	11.6593 mm
Tamaño mínimo del elemento	2.33185 mm
Calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden
Número total de nodos	63894
Número total de elementos	36261
Cociente máximo de aspecto	40.417
% de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3	94.4
% de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10	0.273
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss):	00:00:06
Nombre de computadora:	HP-PC

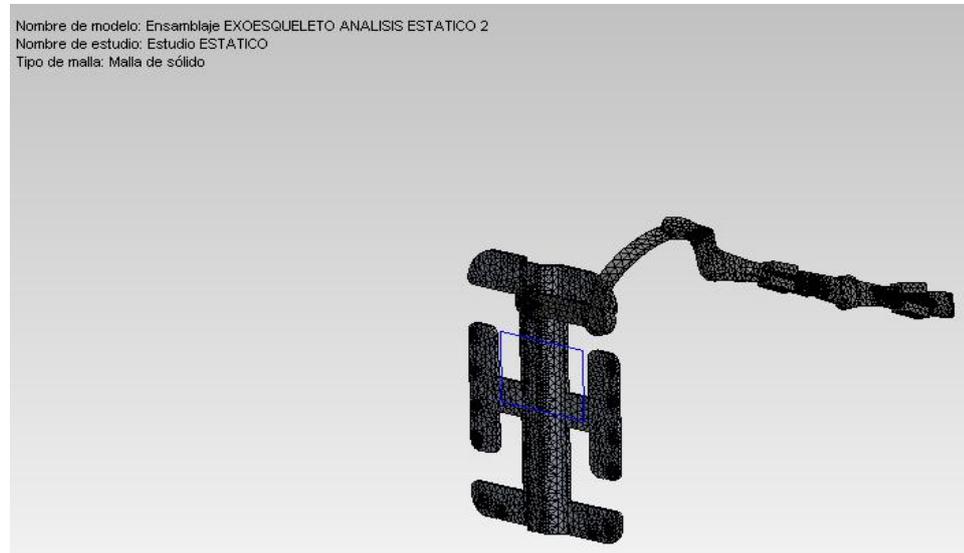


Figura 2. 57 Mallado de la estructura del Exoesqueleto

El criterio de máxima tensión se basa en la teoría de Von Mises-Hencky, también conocida como teoría de la energía de distorsión máxima.

La teoría dispone que un material dúctil comienza a ceder en una posición cuando la tensión de Von Mises es igual al límite de tensión (En la mayoría de los casos, el límite elástico). Sin embargo, el software le permite utilizar el límite de tensión de tracción/ruptura o establecer su propio límite de tensión (Solidwork, 2011).

$$s_{vonMises} \leq s_{limite}$$

Ecuación 2. 5

En la Figura 2.58 se muestra el análisis de la tensión de Von Mises, el cual muestra que el valor máximo aplicado es de 23.51 [MPa]; Aplicando la Ecuación.2.5 se demuestra que la estructura no sufre fallos.

$$s_{vonMises} \leq s_{limite}$$

$$23.51[MPa] \leq 34.96[MPa]$$

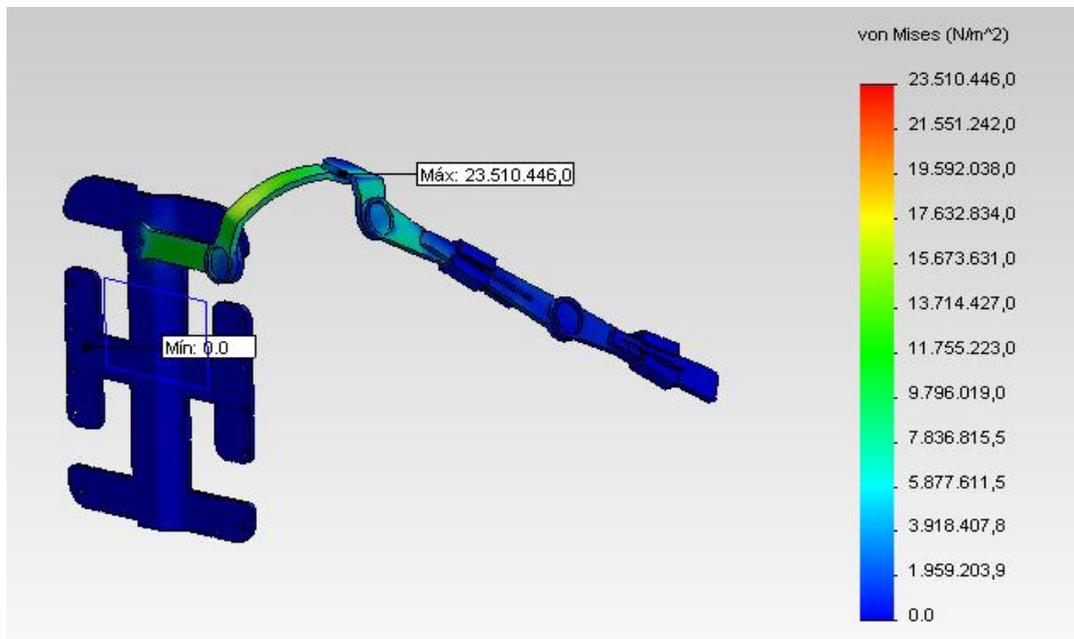


Figura 2. 58 Tensión de Von Mises en la estructura del Exoesqueleto

Para evitar una falla estructural, las cargas que es capaz de soportar deben ser mayores que las cargas a las que se va a someter cuando esté en funcionamiento, la resistencia real de una estructura debe ser mayor que la resistencia requerida. La relación de la resistencia real entre la resistencia requerida se llama factor de seguridad n (Wpcalle, 2011).

$$\text{Factor de seguridad } n = \frac{\text{resistencia real}}{\text{resistencia requerida}} \quad \text{Ecuación 2. 6}$$

Tomando en cuenta este concepto se puede observar que el factor de seguridad del análisis realizado en Solidwork es de 8.6 valor que supera las expectativas, puesto que de 1 o más representa que la estructura es apropiada y al haber obtenido un número mucho más alto, se concluye que es un diseño muy seguro para la aplicación en estudio (Figura 2.59).

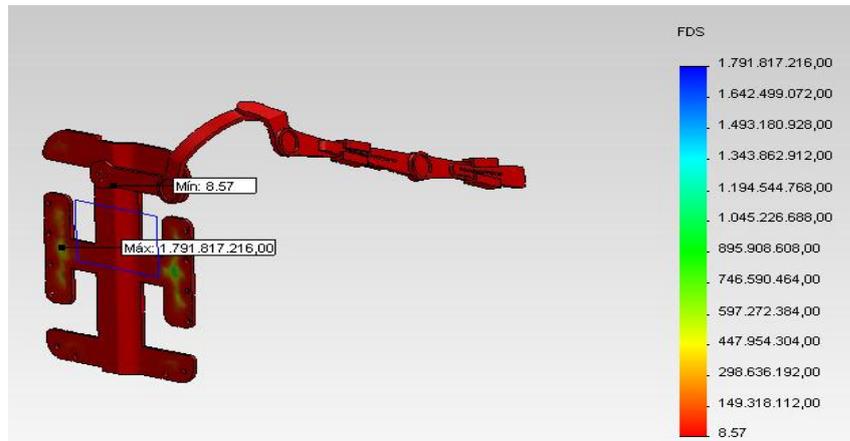


Figura 2. 59 Factor de Seguridad del Exoesqueleto de Miembro Superior

A continuación se presenta un análisis de cada una de las piezas diseñadas para el exoesqueleto en COMSOL Multiphysics que es una plataforma de software de propósito general, basado en métodos numéricos avanzados, para el modelado y la simulación de problemas basados en la física.

Se toma en consideración la calidad mínima y máxima comparandola con la estipulada en ANSYS y de esta manera comparar los resultados obtenidos en el software y en los cálculos realizados; en las siguientes figuras se puede observar los resultados obtenidos con el software COMSOL

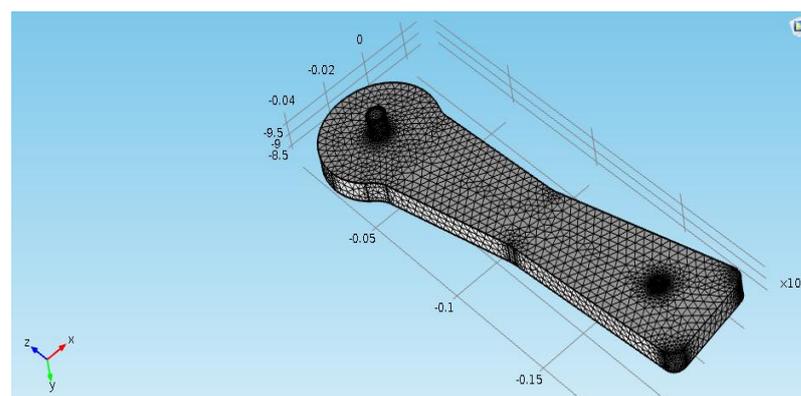


Figura 2. 60 Mallado pieza antebrazo fijo

La malla consiste en 40907 elementos Calidad mínima: 0.1355, Calidad media 0.7369

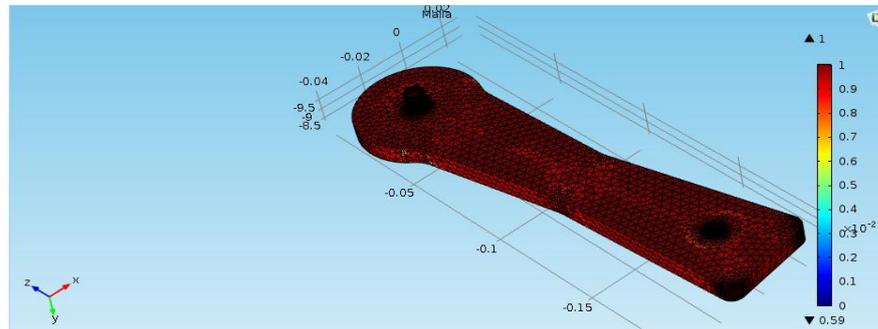


Figura 2. 61 Mallado completo pieza antebrazo fijo

Malla completa consiste en 2170 elementos Calidad mínima: 0.1484, calidad media: 0.6291.

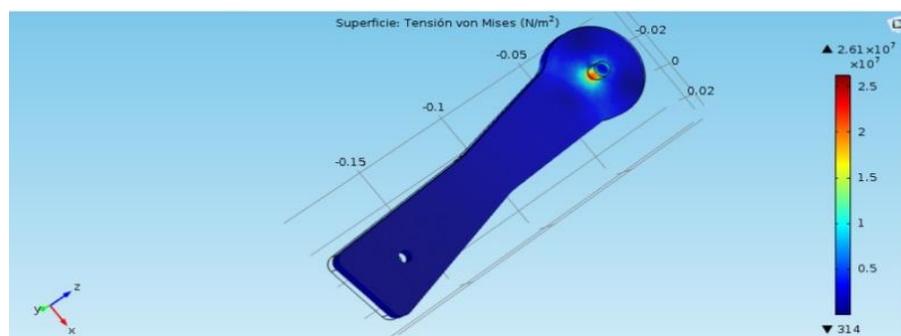


Figura 2. 62 Teoría de Von Mises

Tomando en cuenta el valor de la resistencia a la fluncia del material (S_y) que e 34,96 MPa se calcula el FDS tomando en cuenta la Ecuación 2.14.

Factor de seguridad resultante: 1.339

ANTEBRAZO MOVIL

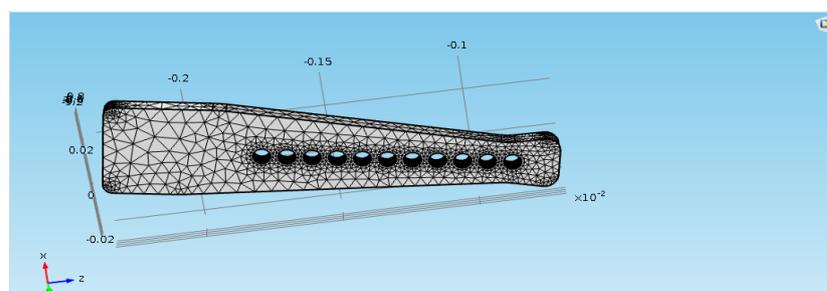


Figura 2. 63 Mallado pieza antebrazo móvil

Malla completa consiste en 26840 elementos, con calidad mínima: 0.155, calidad media: 0.7193.

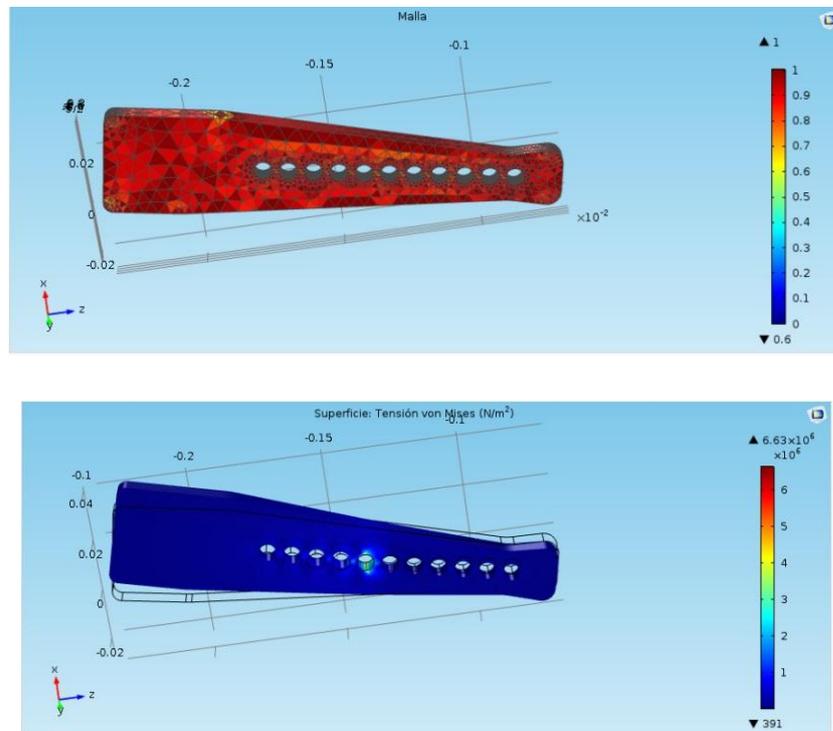


Figura 2. 64 Mallado final y Teoría de Von Mises

Factor de seguridad resultante: 5.273

BRAZO FIJO

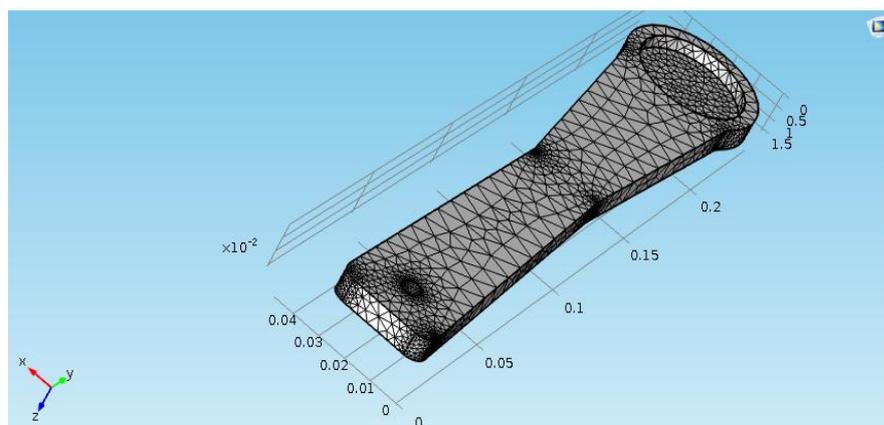


Figura 2. 65 Mallado pieza brazo fijo

Malla completa consiste en 23155 elementos Calidad mínima: 0.1257, calidad media: 0.7111.

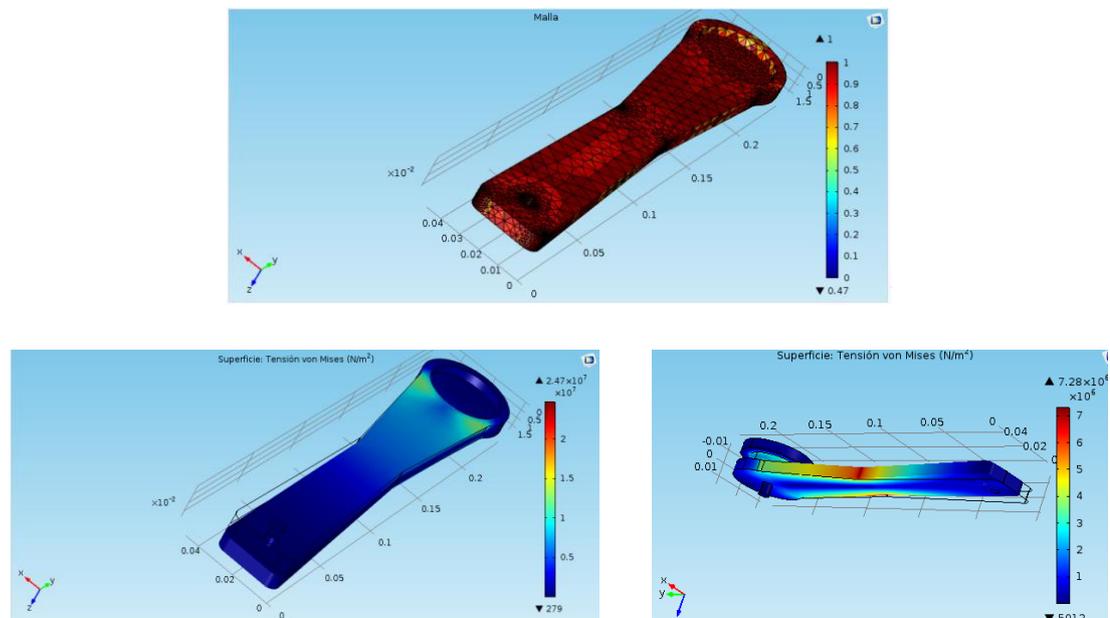


Figura 2. 66 Mallado final y Teoría de Von Mises

Factor de seguridad resultante: 1.415

Factor de seguridad resultante con aplicación de torsión en polea: 4.80

BRAZO MOVIL

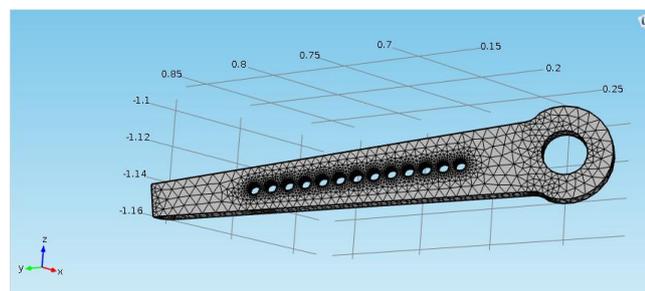


Figura 2. 67 Mallado pieza brazo móvil

Malla completa consiste en 60344 elementos Calidad mínima: 0.1854, calidad media: 0.7354.

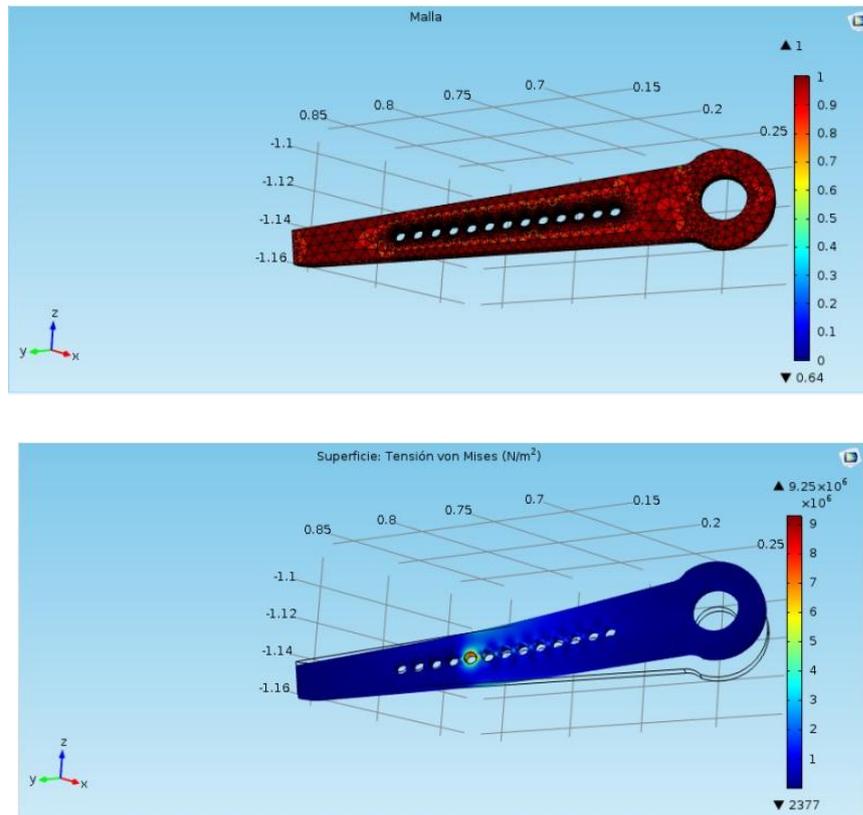


Figura 2. 68 Mallado final y Teoría de Von Mises

Factor de seguridad resultante: 3.779

ESPALDAR BRAZO

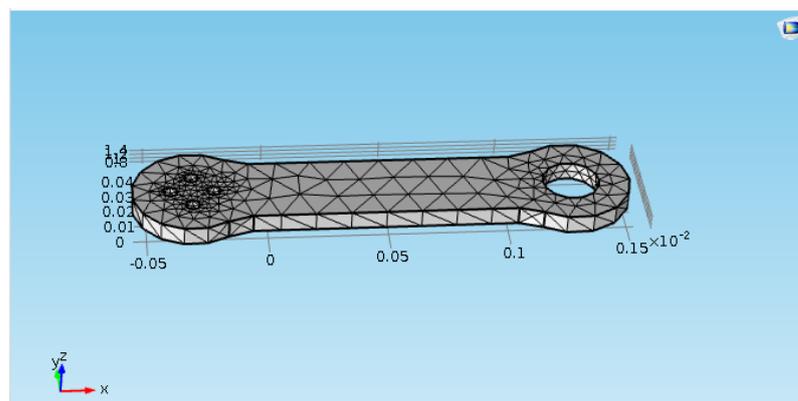


Figura 2. 69 Mallado pieza espaldar brazo

Malla completa consiste en 1893 elementos Calidad mínima: 0.1427, calidad media: 0.6164.

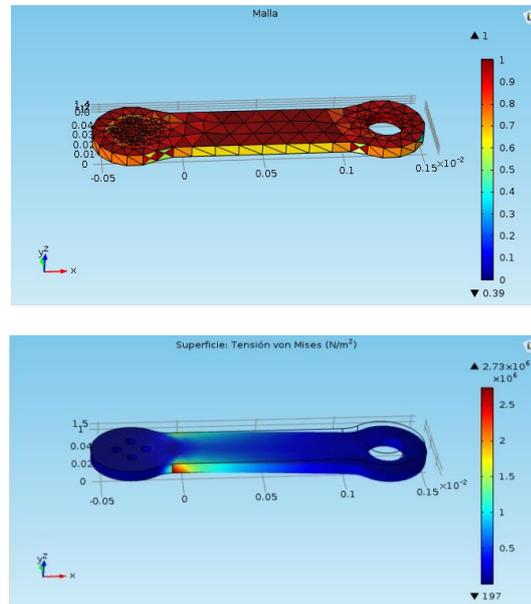


Figura 2. 70 Mallado final y Teoría de Von Mises

Factor de seguridad resultante: 12.67

ESPALDAR HOMBRO

Malla completa consiste en 11460 elementos Calidad mínima: 0.1409, calidad media: 0.7232.

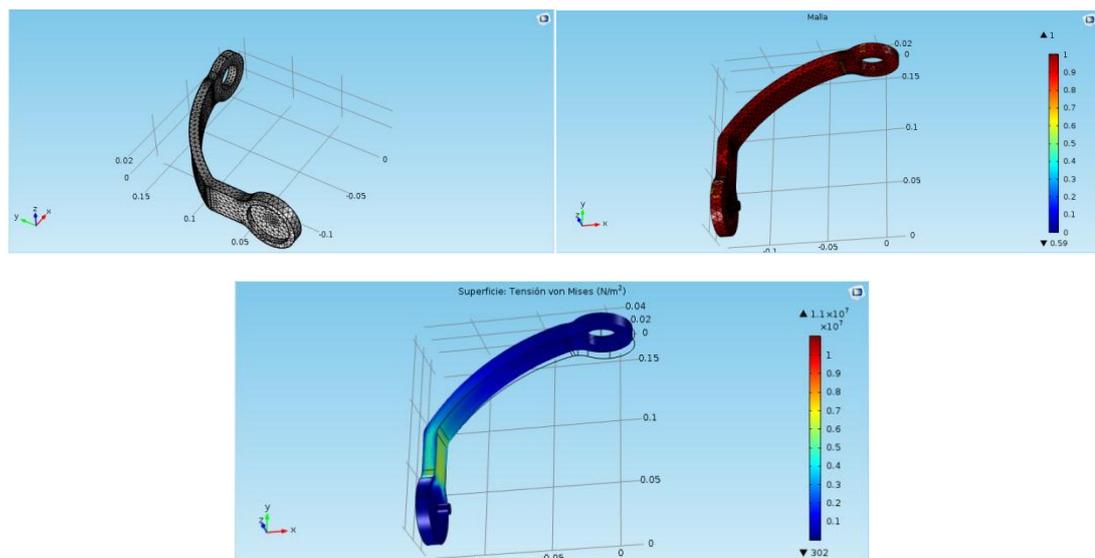


Figura 2. 71 Procesamiento COMSOL pieza espaldar hombro

Factor de seguridad resultante: 3.178

HOMBRO BRAZO

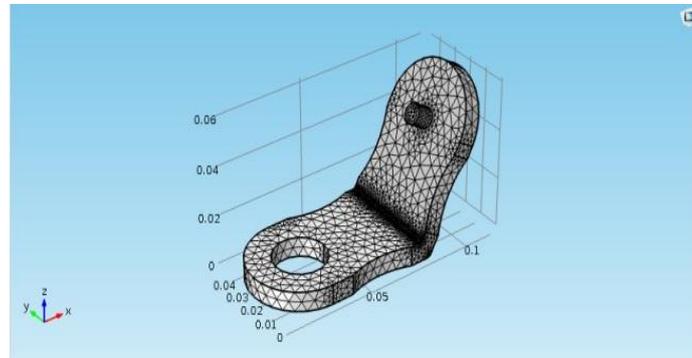


Figura 2. 72 Mallado pieza hombro brazo

Malla completa consiste en 21335 elementos Calidad mínima: 0.1317, calidad media: 0.7129.

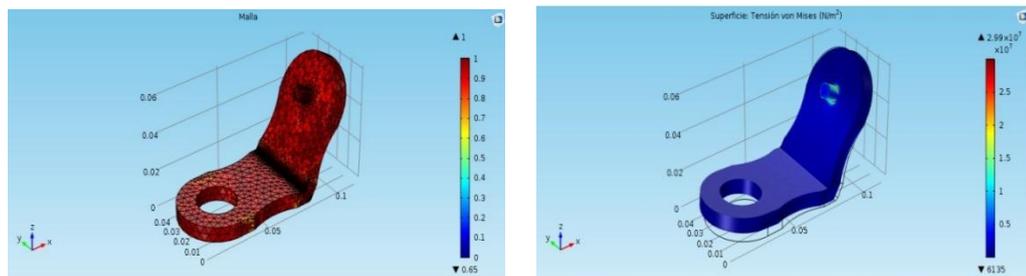


Figura 2. 73 Mallado final y Teoría de Von Mises

Factor de seguridad resultante: 1.169

ESPALDAR

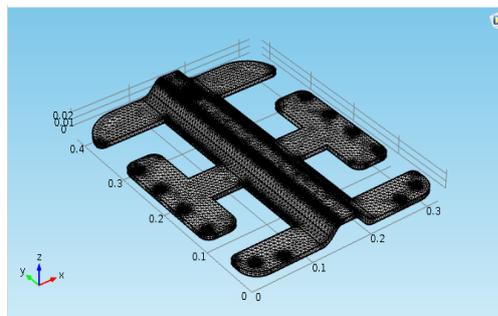


Figura 2. 74 Mallado pieza espaldar

Malla completa consiste en 132044 elementos Calidad mínima: 0.1172, calidad media: 0.7237.

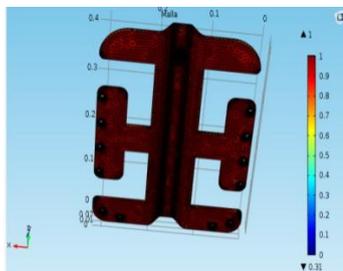


Figura 2. 75 Mallado final espaldar

CÁLCULO DEL FACTOR DE SEGURIDAD DEL ESLABON QUE CONECTA AL ESPALDAR

Para el cálculo manual del factor de seguridad se toma como ejemplo un eslabón, para comprobarlo con el software de diseño utilizado. En la Figura 2.76 se presenta un análisis realizado en MDSOLID en donde se ingresa la longitud del eslabón y el valor la carga a la cual se expone, obteniendo así la fuerza cortante y el momento que actúa en dicho eslabón.

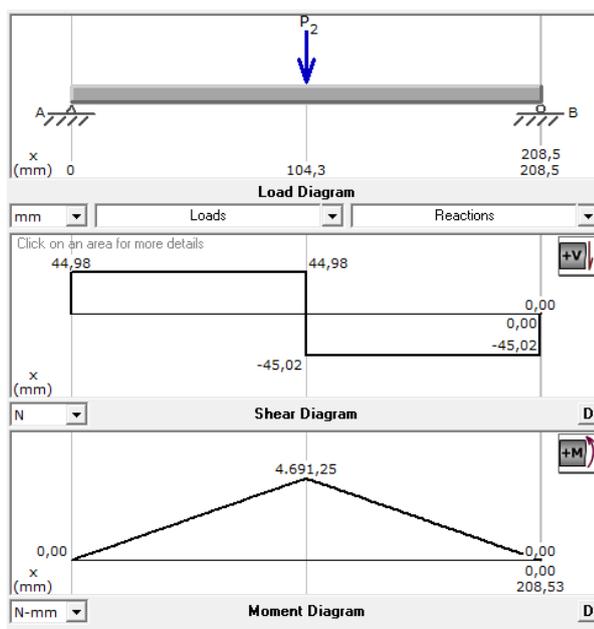


Figura 2. 76 Diagramas de tensión y momento máximo

Los valores calculados de esfuerzos y FDS se presentan en el Anexo B, tomando en consideración las siguientes ecuaciones.

$$A = b * h \quad \text{Ecuación 2. 7}$$

MOMENTO FLEXIONANTE

$$\sigma = \frac{M}{s} \quad \text{Ecuación 2. 8}$$

$$\sigma = \frac{M * C}{I} \quad \text{Ecuación 2. 9}$$

$$\tau_{xy} = \tau_{torsión} + \tau_{flexión} \quad \text{Ecuación 2. 10}$$

$$\tau_{xy} = \frac{V * Q}{I * b} \quad \text{Ecuación 2. 11}$$

$$\sigma_A \sigma_B = \frac{\sigma_x + \sigma_y}{2} \pm \sqrt{\left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2}\right)^2 + \tau_{xy}^2} \quad \text{Ecuación 2. 12}$$

TEORÍA DE VON MISES

$$\sigma' = \sqrt{(\sigma_A)^2 - (\sigma_A \sigma_B) + (\sigma_B)^2} \quad \text{Ecuación 2. 13}$$

FACTOR DE SEGURIDAD

$$n = \frac{S_y}{\sigma'} \quad \text{Ecuación 2. 14}$$

También se puede realizar un algoritmo de programación en Matlab, para de esta manera tener mayor confianza al momento de calcular el factor de seguridad de la estructura, como se puede observar en el Anexo C.

Al obtener el FDS de distintas maneras se corrobora la resistencia del material ya que los 3 resultados son muy similares, lo que significa que el cálculo es correcto.

FDS calculado por el software Comsol: 12.67

FDS cálculo manual: 12.05

FDS con Matlab: 12.087753

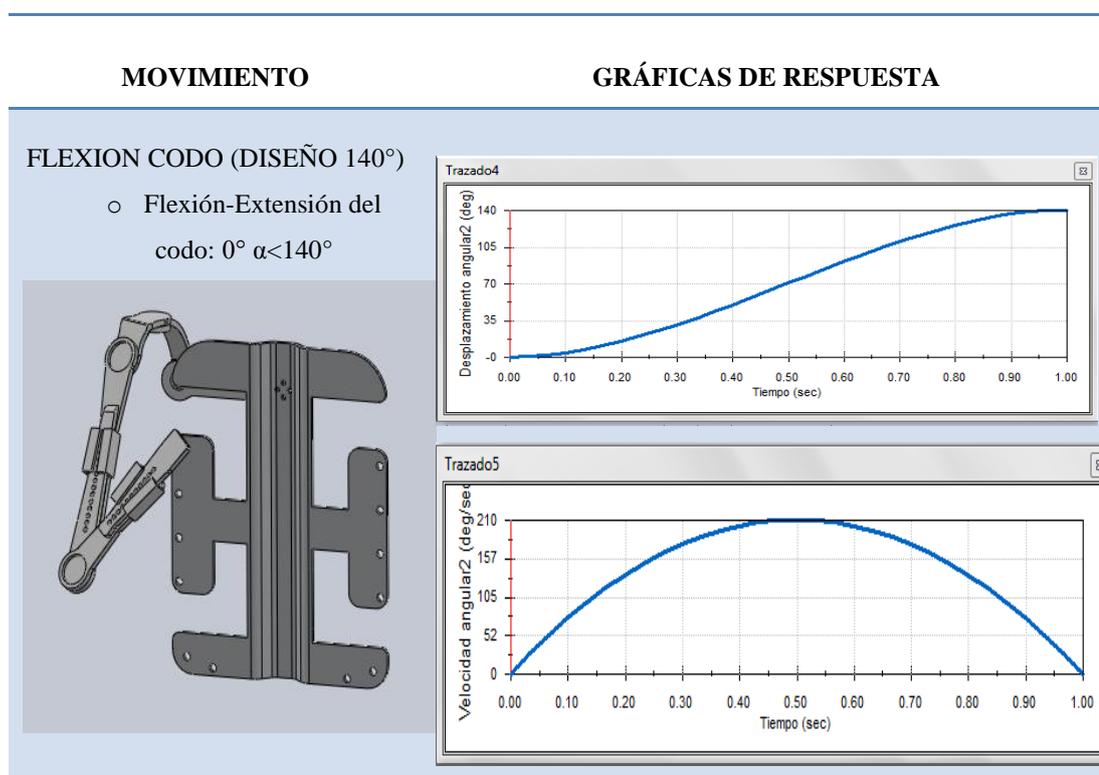
2.4.5 CINEMÁTICA DEL EXOESQUELETO DE MIEMBRO SUPERIOR

El estudio cinemático permite observar y determinar el comportamiento de la estructura en cada movimiento habilitado por la misma y suponiendo que la reacción de los servomotores son acorde a la intención del paciente determinado por el diseño electrónico.

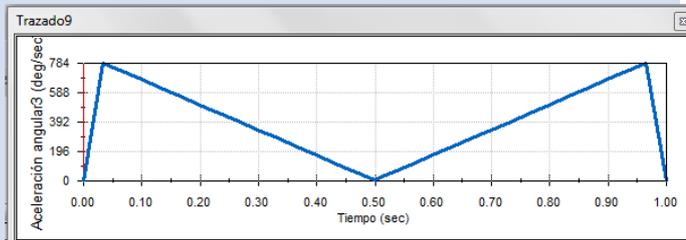
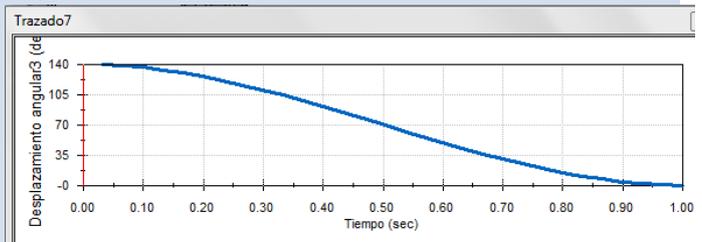
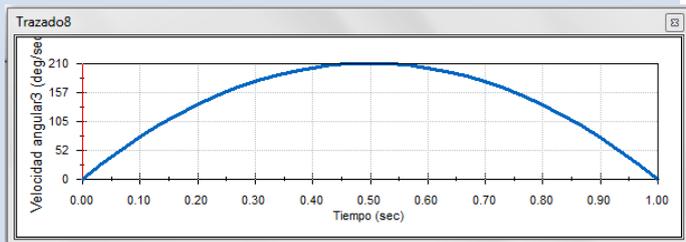
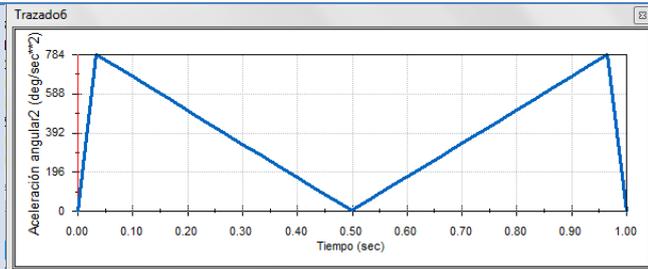
En la siguiente tabla se muestra cada movimiento y las gráficas de respuesta de cada uno; las mismas muestran el comportamiento del exoesqueleto con respecto al tiempo.

Tabla 2. 11

Análisis de Movimiento del exoesqueleto

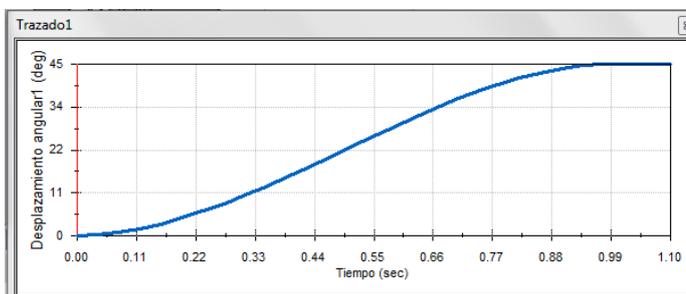


Continúa 

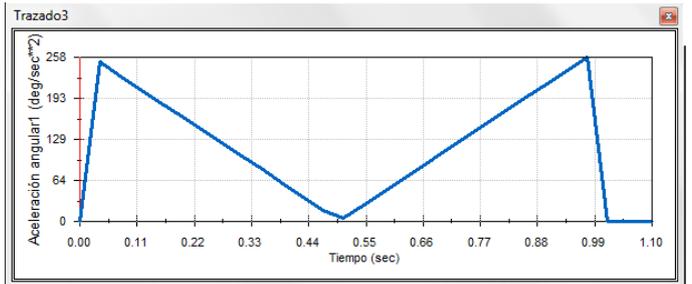
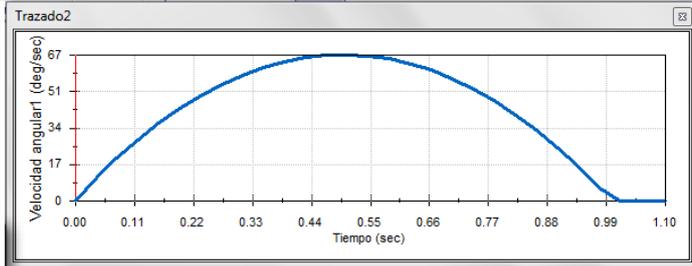
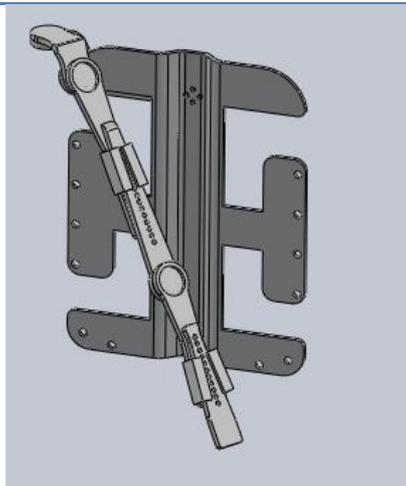


HOMBRO

Aducción del hombro: $>30^\circ \alpha <45^\circ$

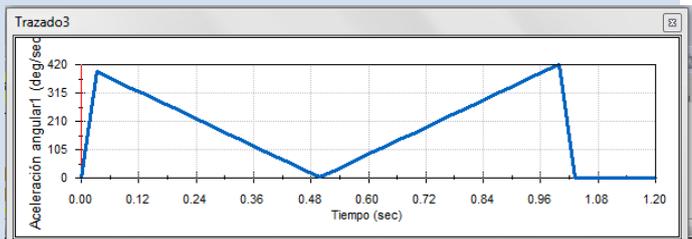
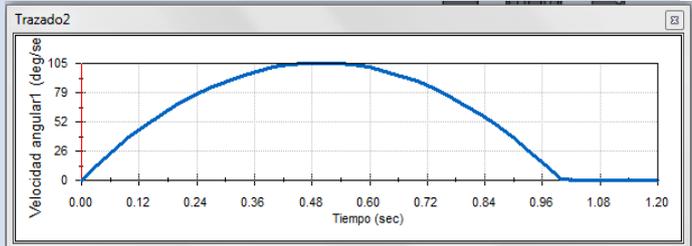
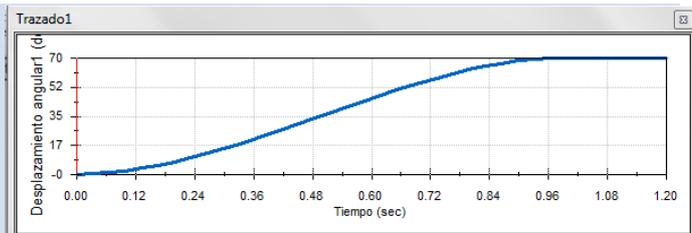
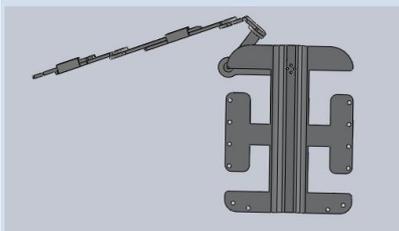
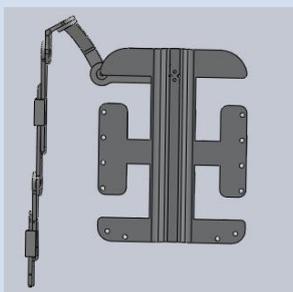


Continúa



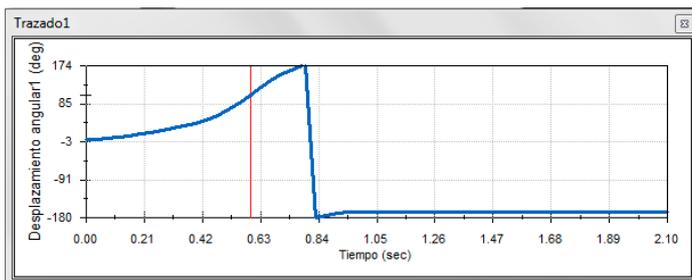
ABDUCCION HOMBRO (DISEÑO 70°)

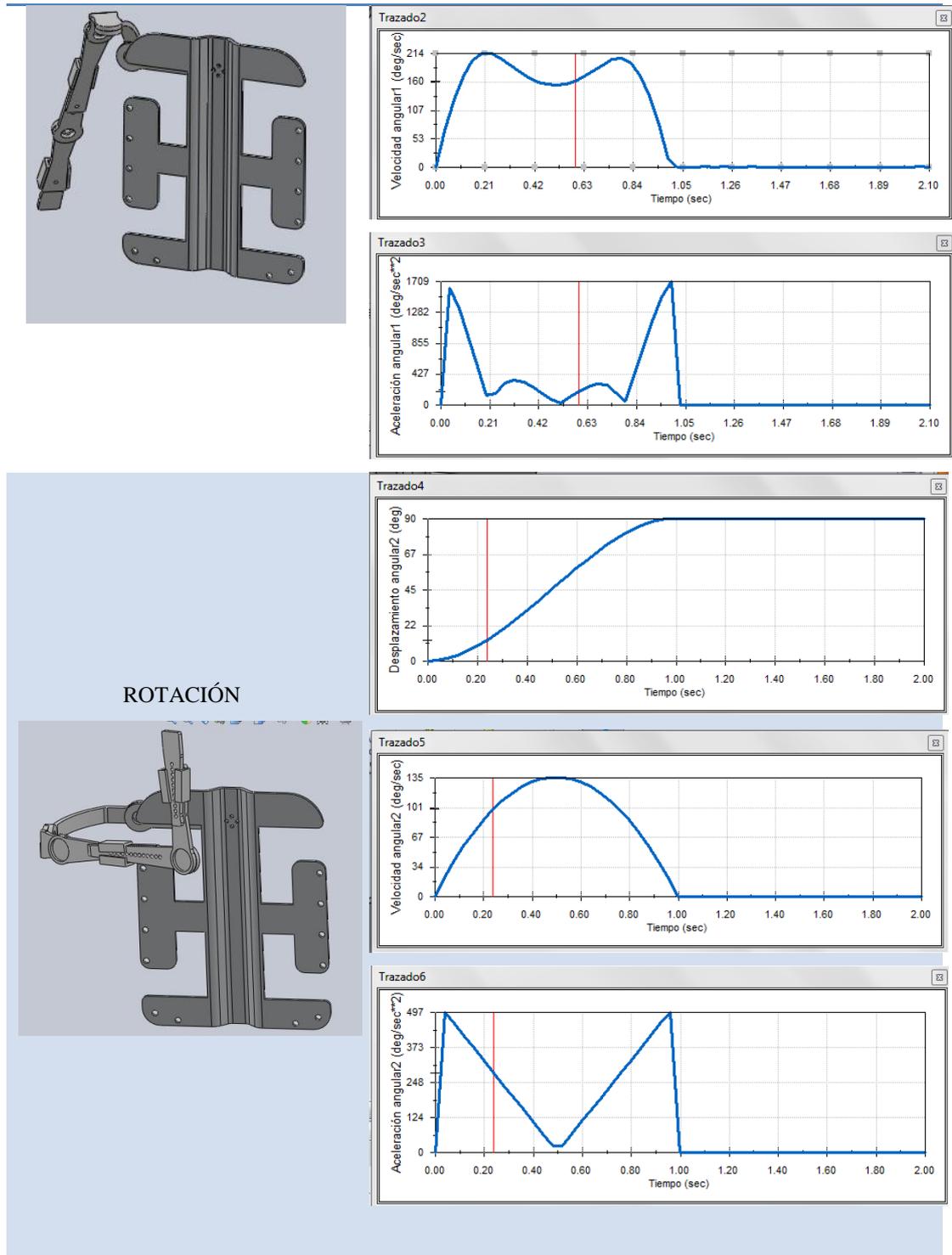
- Flexión del Hombro: $0^\circ < \alpha < 180^\circ$



EXTENSION (DISEÑO 150°)

- Abducción del hombro: $0^\circ < \alpha < 180^\circ$





Como se puede observar en cada movimiento se tiene la curva de respuesta que se obtiene al mover las articulaciones a cierto ángulo, las gráficas que se obtienen son: desplazamiento angular vs tiempo, velocidad angular vs tiempo y aceleración angular

vs tiempo. Se puede ver como el desplazamiento se mantiene constante una vez alcanzado el valor permisible por la estructura.

2.4.6 DISEÑO DEL SISTEMA ELECTRÓNICO

Tomando como referencia el diagrama de bloques general del sistema, citado en el apartado 2.1, a continuación en la Figura 2.77 se presenta un esquema de la parte electrónica y de control de exoesqueleto.

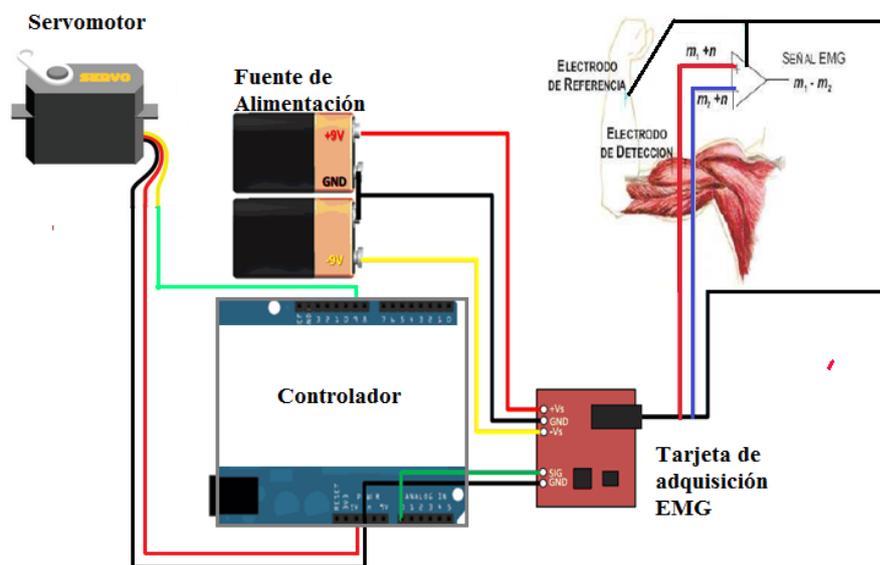


Figura 2. 77 Diagrama del Sistema Electrónico del Exoesqueleto

Donde:

- m es la señal EMG
- n representa el ruido existente.
- Línea roja: Voltaje positivo
- Línea negra: tierra
- Línea amarilla: Voltaje negativo
- Línea verde: Señal de control

A continuación se detalla cada ítem del esquema:

a. Fuente de Alimentación

Los parámetros a tener en cuenta al momento de seleccionar la fuente de alimentación es seleccionar una batería liviana y duradera, capaz de entregar al circuito voltajes independientes, puesto que es necesario alimentar a la tarjeta de adquisición de señales y también a los servomotores.

Los factores a tomar en cuenta son:

- **Tiempo de duración:** La carga de la batería seleccionada debe tener una duración de aproximadamente 2 horas, puesto que el exoesqueleto va a estar en constante movimiento, este tiempo depende del consumo de los elementos electrónicos.
- **Peso:** deben ser lo más livianas posibles, por comodidad del paciente y así no exceder el peso total de la estructura.
- **Portabilidad:** Se debe seleccionar unas baterías cuyas dimensiones sean apropiadas para poder sujetarlas al espaldar de la estructura.
- **Voltaje:** El voltaje máximo necesario para el proyecto es de 12V

b. Tarjeta de adquisición de señales

Para la obtención de señales musculares se debe considerar que el método de adquisición sea superficial y no invasivo. Además que el dispositivo entregue una señal procesada y rectificadas, para proceder con el control de servomotores.

En cuanto al tamaño debe ser pequeño, capaz de adaptarse con facilidad al sistema. Detectar la mínima intención de movimiento del usuario, es decir debe ser capaz de obtener señales dadas en uV.

c. Controlador

Se busca un controlador diseñado para trabajar con servomotores y tenga entradas analógicas, puesto que la señal que se obtiene es variable en amplitud y periodo en función del tiempo. Estándar de comunicación: puede ser mediante cable USB o inalámbrico, otras características a tomar en cuenta son el tamaño del controlador, la

cantidad de memoria y los periféricos incluidos en la aplicación. El software de programación debe ser compatible con Windows.

2.5 SELECCIÓN DE ELEMENTOS Y/O DISPOSITIVOS.

Para la selección de materiales se toma en cuenta los requerimientos descritos anteriormente en base a los parámetros de diseño.

2.5.1 Selección del Material de la estructura.

Se realiza un cuadro comparativo con diferentes materiales, para de esta manera determinar cuál es el que mejor se ajusta a los requerimientos de diseño.

Tabla 2. 12

Características comparativas entre Materiales

	Plásticos			Metales	
	ABS	TEFLÓN	NYLON	ALUMINIO	TITANIO
Densidad		Baja			Alta
Precio		Bajo			Alto
Mecanizado		Fácil			Difícil
Flexibilidad		Alta y Baja			Rígido
Módulo de Elasticidad (GPa)	1.4 - 3.1	0.4	2-4	69	105-120
Resistencia a la Tracción (MPa)	40	586	45-90	110	900
Elongación	20 %	300-500 %	90%	6 %	20 %
Densidad (g/ cm ³)	1.0-1.05	2,20	1,1	2,7	4,507

Considerando las características del material, se selecciona el ABS puesto que este es el más utilizado con impresoras 3D, método a emplearse en el presente proyecto. ABS es soluble en acetona y su densidad es de 1,05 g/cm³. Requiere una temperatura de cabezal de unos 240°C y de bandeja de 110°C.

Además se toma en cuenta que el ABS es ligero, lo cual permite que el usuario pueda portarlo con facilidad. El diámetro de filamento es de 1.75mm, cada bobina contiene 1Kg de plástico ABS (Figura 2. 78).

Con este filamento negro se imprime en 3D piezas resistentes, durables y tenaces. Además después de imprimirlas se les puede aplicar un proceso de mecanizado y pulido, o incluso darle un buen acabado con pintura acrílica.



Figura 2. 78 ABS color negro

En la Tabla 2.13 se puede observar las características técnicas que posee el ABS, de esta manera se comprueba que es un material resistente y duradero.

Tabla 2. 13

Características del ABS seleccionado.

Resistencia a la Tracción	5,900 psi (41 MPa)
Elongación	6.0 %
Esfuerzo de flexión	9,800 psi (68 MPa)
Impacto	3.7 ft-lb/in (196 J/m)
Deflexión térmica	230 °F (110°C)
Propiedades	Alta resistencia al Impacto

Fuente: <http://tecnologiadelosplasticos.blogspot.com/2011/06/abs.html>

Una limitación para la selección de material es el área de trabajo de la impresora 3D, pues una de las piezas diseñadas sobrepasa el área de la mesa, por este motivo se combina la estructura entre plástico ABS y Aluminio (Tabla 2.14), debido a que éste es uno de los metales más livianos disponibles en el mercado.

Tabla 2. 14

Características del Aluminio seleccionado.

Plancha lisa de aluminio	
Descripción	Planchas lisas de Aluminio
Aleación	A1100
Temple	H14
Especificaciones	3 mm de espesor, en medida 1m x 2m
Grado	A



Fuente:http://www.setecoecuador.com/media/archivos_descargables/Seteco_CEDAL_Catalogo_de_Perfiles_2008.pdf

- ✓ Plancha de aluminio lisa, pulidas, brillante con espesor de 0,3milímetros.
- ✓ Peso liviano y alta resistencia.
- ✓ Es un buen reflector de la luz y el calor. No es magnético.
- ✓ Resistente a la corrosión.
- ✓ Terminación superficial Mill finish
- ✓ Se pueden doblar y soldar.

2.5.2 SELECCIÓN DE SERVOMOTORES

La selección de servomotores se basa en un análisis comparativo presentado en la Tabla 2.15, se escoge el servomotor que cumpla con las condiciones de diseño.

Tabla 2. 15
Comparación de servomotores

Fabricante	Hitec	Pololu		Seiko	Vigor	
						
Interfaz	Protocolo HMI (Hitec Multi Protocol Interface Cable)	Interfaz estándar servo controlado por radio		Radio - Control	Servo- controlador	
Modelo		i00600 Torxis	HD 1235- MG	Power Servo 050	Power Servo 105 Vigor VSD-11YMB MG/HV	
Velocidad	140 °/0.48s	90°/1,5 s	60°/0.18 s	60°/0.29s	60°/0.6s	60/0.92 s
Torque (Kg. cm)	24 – 30	115	40	91.5	120	30 - 40
Voltaje	6V – 7,4V	12 V	7.4 V	4.8V-8.4V	12 V	6.0V~7.2V
Dimensiones (mm)	39.88 x19.81 x 36.83	139.7 x 60.96 x 118.364	59,5 × 29,5 × 54,3	100 x 44 x 92.7	118.4 x 132 x 50	60.0 x 29.1 x 54.3
Peso	68 gramos	1,07 Kg	170 g	280g	780g	150g

Fuente:https://www.servocity.com/html/hs-815bb_mega_sail_arm.html#.VQlituHI8-M

[http://www.hobbyking.com/hobbyking/store/_18743_Vigor_VSD_11YMB_MG_HV_Ext
ra_Large_360_Degree_Winch_Servo_0_75sec_40kg_150g.html](http://www.hobbyking.com/hobbyking/store/_18743_Vigor_VSD_11YMB_MG_HV_Ext_ra_Large_360_Degree_Winch_Servo_0_75sec_40kg_150g.html)

<https://www.pololu.com/product/1390>

Una vez que se tiene un listado de los servomotores que pueden utilizarse para el proyecto, se elige los detallados a continuación tomando como característica principal los torques necesarios de cada articulación.

Servomotor 1

Para el movimiento de flexión y extensión del hombro, el torque calculado es de 29.729 Kg cm, se selecciona el servomotor Análogo Vigor VSD-11YMB MG/HV (Figura 2.79), el mismo que presenta un torque entre 30 y 40 Kg-cm, lo cual significa que es apropiado para soportar la carga especificada, con un voltaje de operación que se encuentra dentro del rango establecido de 12 V.



Figura 2. 79 Servomotor Vigor VSD-11YMB

Fuente:http://www.hobbyking.com/hobbyking/store/__18743__Vigor_VSD_11YMB_MG_HV_Extra_Large_360_Degree_Winch_Servo_0_75sec_40kg_150g.html

Características:

- ✓ Voltaje de operación: 6.0v - 7.2v
- ✓ Dirección: Sentido anti horario
- ✓ Torque: 30 kgf.cm a 6.0V - 40 kgf.cm a 7.2V
- ✓ Velocidad: 0.92 sec/ 60 a 6.0V - 0.75 sec/ 60 a 7.2V
- ✓ Peso: 150gr
- ✓ Corriente: 0.35A - 0.40A
- ✓ Engranaje: Metal
- ✓ Tamaño: 60.0 x 29.1 x 54.3 mm
- ✓ Ancho de pulso : 800-2200

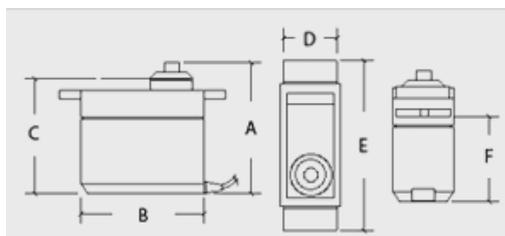


Figura 2. 80 Dimensiones del servo.

Servomotor 2

Para el movimiento de abducción y aducción del hombro, el torque también debe ser de 29.729 Kg cm, para lo cual se selecciona el servomotor Pololu HD 1235MG (Figura 2.81), el mismo que tiene un torque entre 35 y 40 Kg-cm, lo que significa que es apropiado para soportar la carga especificada, con un voltaje de alimentación de 6 a 7.4 V.



Figura 2. 81 Pololu HD 1235MG

Fuente: <https://www.pololu.com/product/2375>

En la Tabla 2.16 se presenta las características del servomotor escogido.

Tabla 2. 16

Especificaciones técnicas del servomotor Pololu HD 1235 MG

Velocidad a 6V:	0.20 sec / 60 °
Torque a 6V:	35 kg · cm
Velocidad a 7.4V:	0.18 sec / 60 °
Torque a 7.4V:	40 kg · cm
Longitud del cable:	12 pulg.
Ancho de pulso	800 - 2200

Fuente: https://www.pololu.com/file/download/HD-1235MG.pdf?file_id=0J706

Servomotor 3

Para la flexión y extensión del Hombro el torque calculado es $T_2 = 87,274 \text{ Kg cm}$ se selecciona el Servomotor Invenscience Torxis i00600 (Figura 2.82), es un servo con un torque alto que puede entregar un par motor de servicio continuo de hasta 1600 oz-in (115 kg-cm). Tiene un estándar de interfaz controlado por radio y puede rotar a 90 grados en 1,5 segundos.

El servomotor es alimentado por 12 voltios DC y consume aproximadamente 3A, a plena carga. Todos sus engranajes son de metal para mayor durabilidad, y el eje de 3/8", está soportado por dos rodamientos de bolas y es pre-configurado para un rango de 90 grados de movimiento, pero esto se puede aumentar mediante la reconfiguración del controlador embebido.



Figura 2. 82 Servomotor Pololu Torxis i600

Fuente: <https://www.pololu.com/product/1390>

Servomotor 4

Para la flexión y extensión del codo se toma un valor del torque calculado de $20,261 \text{ Kg.cm}$; se elige al Servomotor Hitec HS-815 BB + (Figura 2.83), que ha sido diseñado específicamente para usarse en robots, tiene engranajes de aleación de titanio resistentes y duraderos, además posee un cojinete y un disipador de calor integrado para el motor.

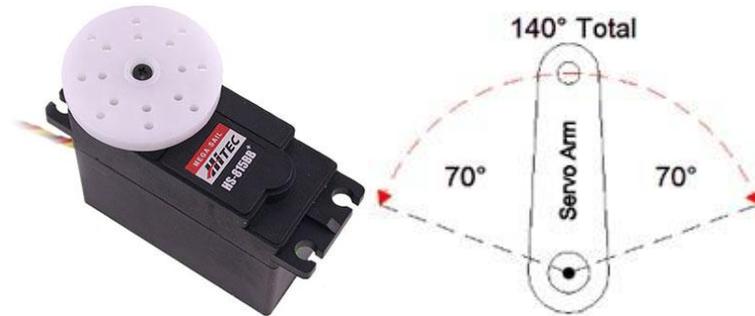


Figura 2. 83 Servomotor Hitec HS-815BB

Fuente: https://www.servocity.com/html/hs-815bb_mega_sail_arm.html#.VQlituHI8-M

Características:

- ✓ Pulso requerido: 3-5 voltios pico a pico.
- ✓ Tensión de funcionamiento: 4,8 a 6,0 voltios
- ✓ Rango de temperatura de funcionamiento: -20 °C a +60 °C
- ✓ Velocidad (4.8V): 0.48sec / 140 ° - (6.0V): 0.38sec / 140 ° sin carga
- ✓ Torque (4.8V): 274,96 oz / in. (19.8kg.cm)
- ✓ Torque (6.0V): 343,01 oz / in. (24.7kg.cm)
- ✓ Ángulo de funcionamiento: 70 °.
- ✓ Corriente (4.8V): 8 mA - (6.0V): 8.7mA
- ✓ Longitud del cable: 11.81 pulg (300 mm)
- ✓ Dimensiones: 2.59 x 1.18 x 1.26 pulg. (66 x 30 x 57.6mm)
- ✓ Peso: 5,6 oz (152g)

2.5.3 SELECCIÓN DE BATERÍAS

Para la selección del sistema de alimentación se toma los parámetros del diseño electrónico detallado en el apartado 2.4.2, en la Tabla 2.17 se presenta algunos tipos de baterías para realizar una comparación y escoger la idónea para el proyecto.

Tabla 2. 17**Selección de Baterías**

Tipo	Energía /peso	Tensión (V)	Duración (# de recargas)	Tiempo de carga	Auto descarga por mes (% del total)
Plomo	30-50 Wh/kg	2 V	1000	8-16h	5 %
Ni-Cd	48-80 Wh/kg	1.25 V	500	10-14h	30 %
Ni-Mh	60-120 Wh/kg	1,25 V	1000	2-4h	20%
Li-Ion	110-160 Wh/kg	3,16 V	4000	2-4h	25 %
Li-po	100-130 Wh/kg	3,7 – 14,8V	5000	1-1,5h	10 %

Fuente: <http://www2.elo.utfsm.cl/~elo383/apuntes/PresentacionBaterias.pdf>

Se considera como principal aspecto de selección el voltaje que suministra puesto que se necesita alimentar a servomotores con un torque alto y lo cual conlleva a seleccionar las baterías de Li-Po (Figura 2.84) , que en la actualidad tienen mayor rendimiento y menor tamaño. También se considera un aspecto importante que es una batería recargable, que soporta hasta 5000 recargas en su vida útil.

Baterías de polímero de litio (Li-Po)

Son una variación de las baterías de iones de litio (Li-ion), pero permiten una mayor conservación de energía, así como una tasa de descarga muy superior. Estas baterías tienen un tamaño más reducido respecto a las de otro tipo.

Cada celda tiene un voltaje nominal de 3,7 V, voltaje máximo 4,2 y mínimo 3,0. Este valor debe respetarse rigurosamente puesto que la pila se daña irreparablemente a voltajes menores de 3 voltios.

Se suele establecer la siguiente nomenclatura XSYP, que significa X celdas en serie, e Y en paralelo. Por ejemplo 3s2p son 2 baterías en paralelo, donde cada una tiene 3 celdas.

Tipos

Las baterías Li-Po se venden generalmente de 1S a 4S lo que significa:

Li-PO 1S: una celda, 3,7 V.

Li-PO 2S: dos celdas, 7,4 V.

Li-PO 3S: tres celdas, 11,1 V.

Li-PO 4S: cuatro celdas, 14,8 V.



Figura 2. 84 Batería de Li-Po

Características:

- ✓ Liviana
- ✓ Tamaño reducido
- ✓ Se presentan en varios tamaños
- ✓ Sin efecto MEMORIA
- ✓ No tienen bajadas de potencia como se pueden apreciar en las de Ni-Cd o Ni-Mh y mantiene la carga constante hasta casi el final de la carga.
- ✓ No es mala para el ambiente en su composición química.

2.5.4 SELECCIÓN DE SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES

Tomando como referencia los requerimientos planteados en el diseño Electrónico, se presenta una tabla comparativa de obtención de señales EMG y así conocer la manera más fácil de manipular dichas señales para la aplicación deseada.

Tabla 2. 18

Sistema de adquisición de señales EMG

	Kit Muscle Sensor V3	Myo
Marca		
Tipo	Tarjeta Electrónica que proporciona actividad eléctrica filtrada y rectificada de un músculo	Sensor de movimiento muscular, permite controlar dispositivos electrónicos.
Estructura Física	 Tarjeta pequeña con cable y electrodos superficiales incorporada.	 Tiene sensores de gestos de movimiento
Alimentación	+9V y -9V	Batería de iones de litio recargable
Montaje Conexión	Sistema de Control Mediante Arduino	Actividad muscular propia (EMG), los sensores, un procesador ARM, una unidad de medición inercial 9 ejes (IMU), un dispositivo de carga micro – USB
Tamaño	2,54 cm x 2,54 cm	Menos de 95 gr y se compara con un ligero reloj de pulsera.
Comunicación	Diseñada especialmente para microcontroladores	Incluye una conexión Bluetooth

Fuente: <http://www.unocero.com/2013/02/26/myo>

<http://www.advancertechnologies.com/p/muscle-sensor-v3.html>

La pulsera Myo es el resultado de una investigación iniciada en el 2002 y que proyecta lanzarse al mercado a finales de este año, por este motivo a pesar de las grandes prestaciones que brinda y que sería de mucha utilidad para el presente estudio, se elige el Kit Muscle Sensor V3, este nos permite obtener la señal filtrada y rectificadora, lista para ingresarla a un controlador. A continuación se presenta las características del kit seleccionado.

a. Características del sensor Muscle Sensor V3

- Dimensiones: 2,54 cm x 2,54 cm
- Especialmente diseñado por microcontroladores
- Ganancia ajustable
- Conector de 3.5mm
- Compatible con una protoboard
- Voltaje de alimentación: min. +-3.5V.

b. Electrodo

Electrodos desechables de alta calidad son utilizados en los sensores musculares (Figura 2.85). Éstos van a utilizarse una vez y son muy útiles porque tienen gel integrado. Se adhieren muy bien a la piel.



Figura 2. 85 Electrodo de EMG superficiales

Fuente: (Advancer Technologies, 2013)

Características:

- ✓ Tamaño: 24mm
- ✓ Cantidad: 50 electrodos por paquete

- ✓ Tipo de conector: Snap
- ✓ Tipo de electrodo: H124SG - libre de látex
- ✓ Previsto para el monitoreo a corto plazo

2.5.5 SELECCIÓN DEL CONTROLADOR

Para seleccionar un Microcontrolador adecuado para el exoesqueleto, se analiza la Tabla 2.19, con el fin de escoger uno que sea compatible con el sistema de adquisición de la señal, y presente un buen control.

Tabla 2. 19

Selección del Controlador del sistema

	Arduino Uno	Pololu Maestro servo control
		
Microcontrolador	ATmega328	Tres métodos de control: USB, TTL (5 V) serie y con scripts internos.
Voltaje de operación	5V	5V – 16V
Digital I/O Pines	14(de los cuales 6 proporcionan salida PWM)	6-12 dependiendo del mini maestro a utilizar(6,12,18,24 canales)
Pines de entrada analógica	6	
Memoria flash	32 KB (ATmega328) de los cuales 0,5 KB utilizado por gestor de arranque	1-8 KB

Continúa 

Software	Compatible con Windows, Mac OS X, Linux	Compatible con Windows 7, Windows 8, XP,
Aplicaciones	<p>aplicaciones electrónicas:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Xoscillo: Osciloscopio de código abierto. • Ardupilot: software y hardware de aeronaves no tripuladas. • ArduinoPhone: un teléfono móvil construido sobre un módulo Arduino. <ul style="list-style-type: none"> • Impresoras 3D. • Control de Servomotores 	<ul style="list-style-type: none"> • Controlador multiservo serie. • Interfaz entre sensores y otra electrónica: • Lectura de giro o acelerómetros desde PC para nuevas presentaciones • Expansión de I/O en el área proyectos de micros • Programación de efectos luminosos que respondan a <ul style="list-style-type: none"> • diferentes sensores • Test de servos.

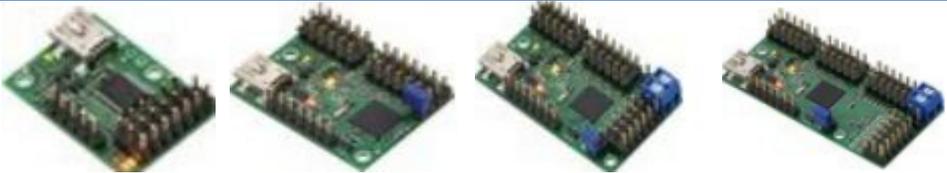
Fuente: <http://www.pololu.com/file/0J510/PololuMaestroGuiaDeUsuario.pdf>

<http://arduino.cc/en/Main/arduinoBoardUno>

En virtud del análisis realizado en el ítem 2.4.7 se selecciona la tarjeta controladora de servomotores marca Pololu, ya que es una tarjeta diseñada para trabajar con servomotores a velocidades de pulso configurables (hasta de 333 Hz para Mini Maestro) pueden generar una amplia gama que alcance la máxima capacidad de respuesta para servos modernos.

Se selecciona el Mini maestro 12 detallado en la Tabla 2.20, puesto que se va a trabajar con entradas analógicas, y el resto de características como su tamaño, son los ideales para la implementación del control. Además presenta comunicación por cable USB y el software que utiliza es compatible con Windows.

Tabla 2. 20**Comparación de tarjetas controladoras de servomotores marca Pololu**

	Micro Maestro	Mini Maestro 12	Mini Maestro 18	Mini Maestro 24
Maestro Servo-control				
Canales	6	12	18	24
Entradas Analógicas	6	12	12	12
Entradas Digitales	0	0	6	12
Ancho	0.85" (2.16 cm)	1.10" (2.79 cm)	1.10" (2.79 cm)	1.10" (2.79 cm)
Largo	1.20" (3.05 cm)	1.42" (3.61 cm)	1.80" (4.57 cm)	2.30" (5.84 cm)
Peso	3.0 gr	4.2 gr	4.9 gr	6.0 gr
Pulso alto	33–100 Hz	1–333 Hz	1–333 Hz	1–333 Hz
Pulso rango	64–3280 μ s	64–4080 μ s	64–4080 μ s	64–4080 μ s
Script tamaño	1 KB	8 KB	8 KB	8 KB

Fuente: <https://www.pololu.com/docs/0j40/all>

En virtud que Arduino Uno tiene varias aplicaciones, mediante Processing se va a utilizar como Osciloscopio, para poder visualizar la forma de Onda que se obtiene de los músculos estudiados anteriormente. Se pueden medir señales analógicas con un Arduino ya que dispone de un ADC de 10bits. El código para el osciloscopio se presenta en el capítulo 3.

2.5.6 SELECCIÓN DE LA BANDA DE TRANSMISIÓN

Puesto que el servomotor a utilizar para levantar el brazo es grande, se coloca el mismo en la parte del espaldar, y se selecciona una banda flexible que permita la transmisión de movimiento y poder cumplir con el objetivo.

La banda que se ajusta a este requerimiento es la “Habasit Polycord” (Figura 2.86), su adherencia y flexibilidad garantizan una marcha suave y sin golpes. La banda Polycord, además de su resistencia al aceite y gasolina, ofrece en transmisión la solución en seguridad y duración, son flexibles y elásticas y por tanto pueden manipularse en cualquier dirección.

Características:

- Peso específico 1.2
- Resistencia a la temperatura: de -40 a + 120°C.
- Se encuentra en rollos de 50 m.



Figura 2. 86 Banda Polycord

Fuente: <http://www.comercioindustrial.net/prd/bandas/habasit/polycord.pdf>

CAPÍTULO III

MONTAJE DEL EXOESQUELETO

3.1 Ensamble y acoplamiento de elementos mecánicos, eléctricos-electrónicos.

Una vez que se tiene la seguridad que la estructura soporta las cargas a aplicarse, y que el material a emplear cumple con los requerimientos necesarios para la estructura, se procede con el montaje y acoplamiento del sistema mecánico y electrónico.

3.1.1 Construcción del sistema mecánico.

Concluida la parte del diseño se procede con la construcción del mecanismo, para esto se utiliza la impresora Cincel 3D extrusor doble como la que se muestra en la Figura 3.1

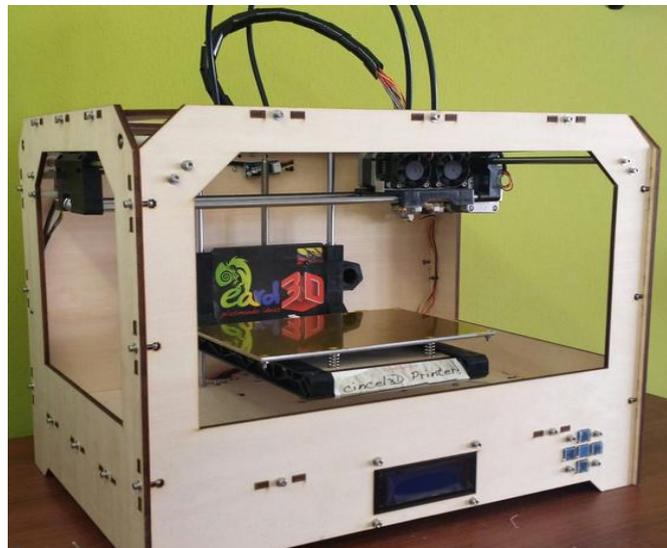


Figura 3. 1 Impresora Cincel 3D

A continuación se describe los pasos a seguir para la impresión 3D.

- a. Se procede a guardar en formato .STL la pieza previamente diseñada en SolidWorks.

b. El programa a utilizarse es MakerWare que es el software con el cual trabaja la impresora y permite la configuración de cada objeto. Para insertar una pieza se selecciona **Add** (Figura3.2) que se encuentra en la parte superior de la ventana.

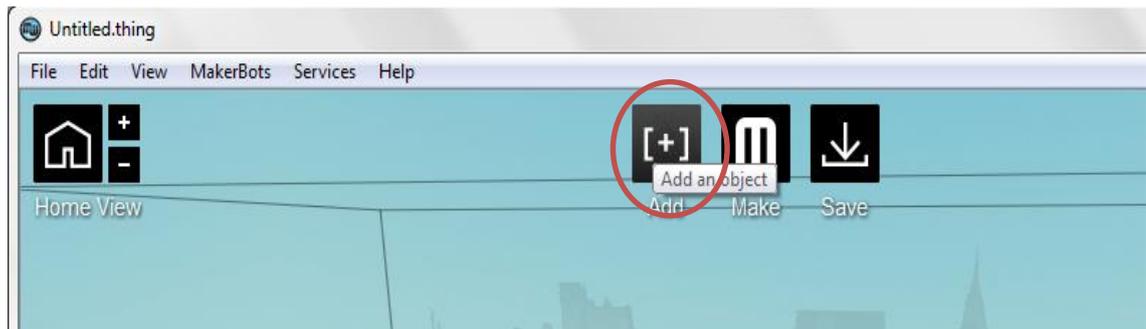


Figura 3. 2 Añadir un objeto en MakerWare

c. Con ayuda de los botones **Move** y **Turn**, se coloca la pieza en una posición adecuada sobre la plataforma de impresión.

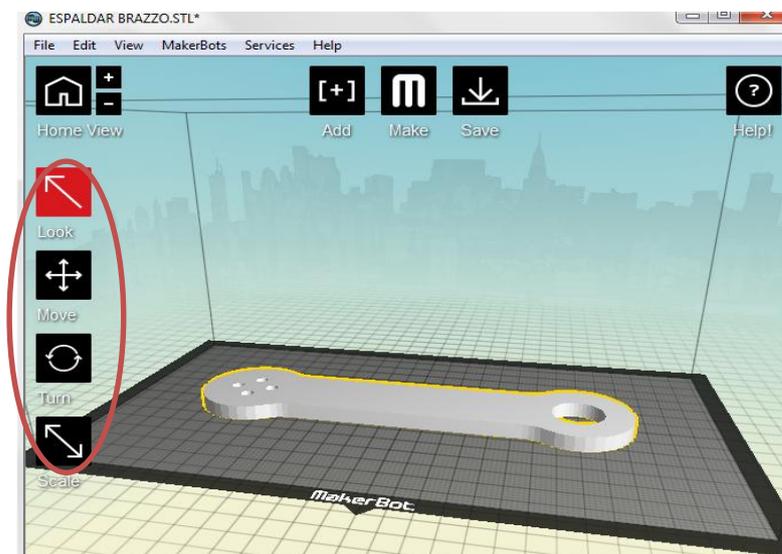


Figura 3. 3 Posicionamiento de la pieza sobre la plataforma de impresión

d. A continuación se presiona **Make** como se muestra en la Figura 3.4 y se despliega la ventana de configuración, en la cual se elige la opción **Replicator Dual**.

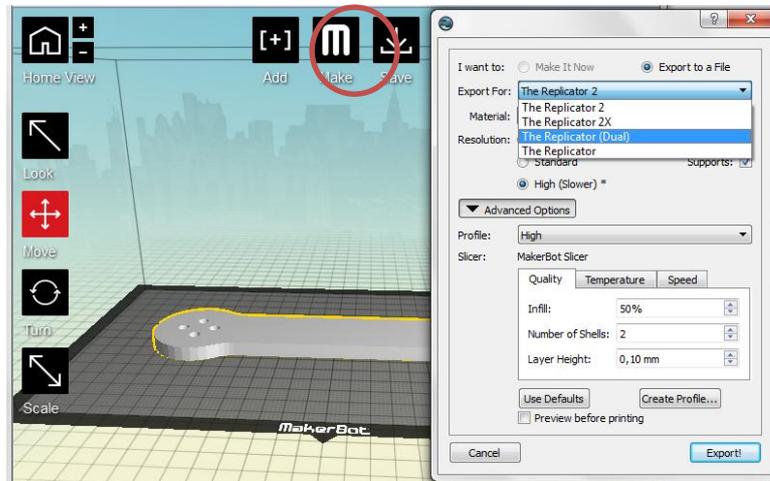


Figura 3. 4 Selección de la impresora Replicator Dual

e. Una vez seleccionada la opción **Replicator Dual** (doble extrusor) se define los parámetros como material ABS, calidad de impresión, resolución, vista previa, y clic en **Export**.

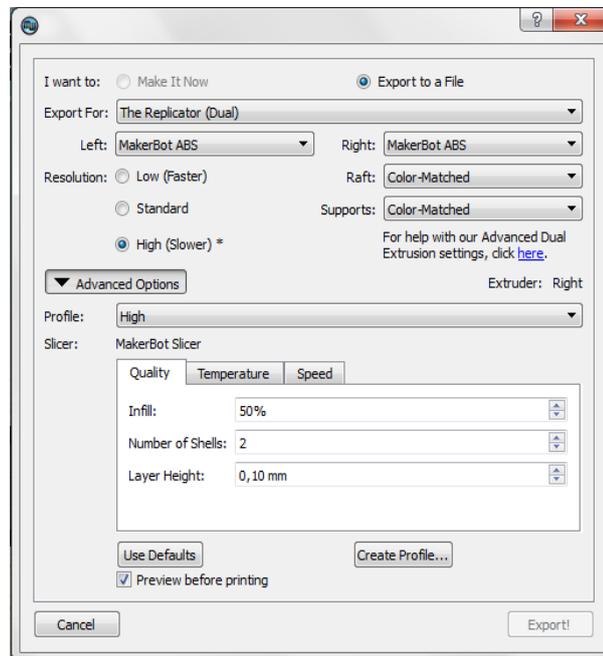


Figura 3. 5 Selección de parámetros de impresión

f. Para terminar se presenta una ventana de visualización de la pieza, el programa entrega la cantidad de material a emplearse y el tiempo que tarda en la impresión.

(Figura 3.6) Finalmente seleccionar **Export** para guardar la pieza a imprimir en una tarjeta SD.

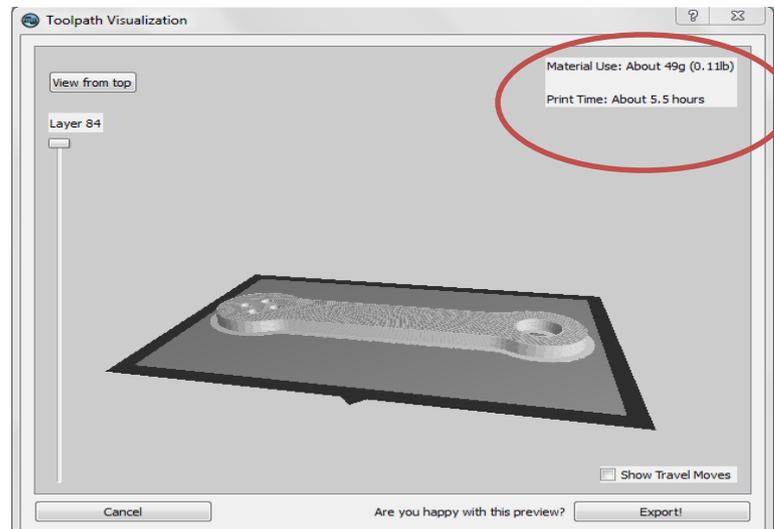


Figura 3. 6 Vista previa de la impresión

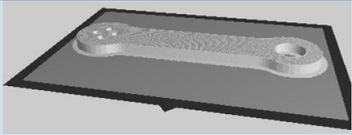
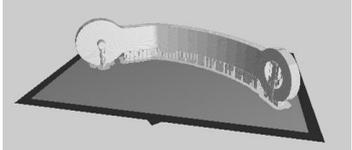
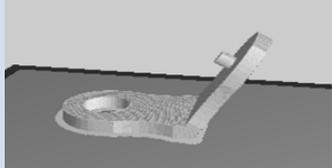
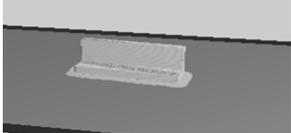
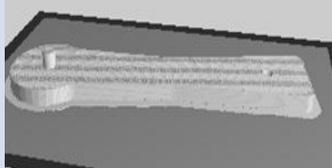
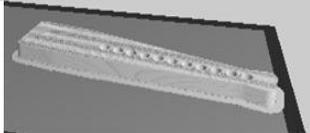
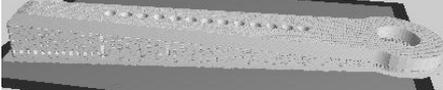
g. El siguiente paso es encender la impresora y calentar el extrusor y la plataforma de la impresora a: Extrusora 220°C (máximo 230) y Plataforma de calentamiento 110 °C (máximo 120°C), como se observa en la Figura 3.7. Una vez que alcanza las temperaturas correctas se procede con la impresión.



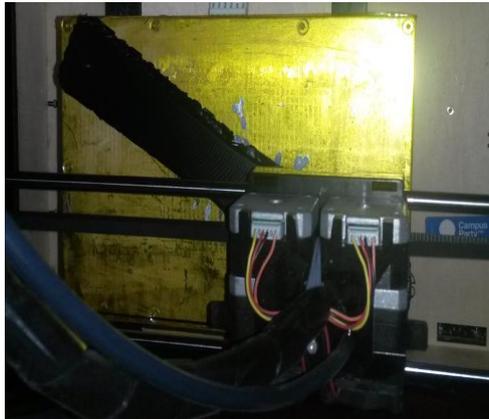
Figura 3. 7 Visualización de temperatura de trabajo

Se realiza el mismo procedimiento para todas las piezas que conforman el exoesqueleto. En la Tabla 3.1 se muestra el tiempo y la cantidad de material necesarios para cada una, tomando en cuenta que la impresión se realiza al 100 % de relleno.

Tabla 3. 1**Tiempo y uso de material de impresión 3D**

Pieza	Ejemplares	Tiempo de impresión	Cantidad de material	Figura
Espaldar – Brazo	1	5.5 Horas	47 gr	
Espaldar Hombro	1	6.5 Horas	41 gr	
Hombro-Brazo	1	4 Horas	31 gr	
Sujeción	4	70 Min	9 gr	
Antebrazo Fijo	1	5.5 Horas	44 gr	
Antebrazo móvil	1	4 Horas	30 gr	
Brazo Fijo	1	6 Horas	51 gr	
Brazo Móvil	1	8 Horas	63 gr	

En las Figuras 3.8 (a, b, c, d, e) se presenta la impresión de cada una de las piezas diseñadas.



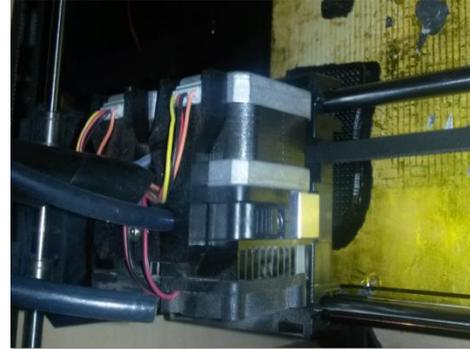
(a)



(b)



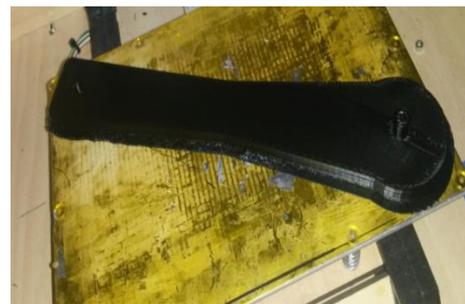
(c)



(d)



(e)



(f)

Figura 3. 8 Impresión de piezas

Como se mencionó en el capítulo anterior, debido al tamaño del espaldar diseñado se construye en aluminio dicha pieza mostrada en la Figura 3.9.



Figura 3. 9 Espaldar de la estructura

A continuación se presenta un diagrama (Figura 3.10) de los pasos a seguir para la elaboración de una pieza del exoesqueleto, tomando en cuenta que este esquema se cumple para todos los eslabones.

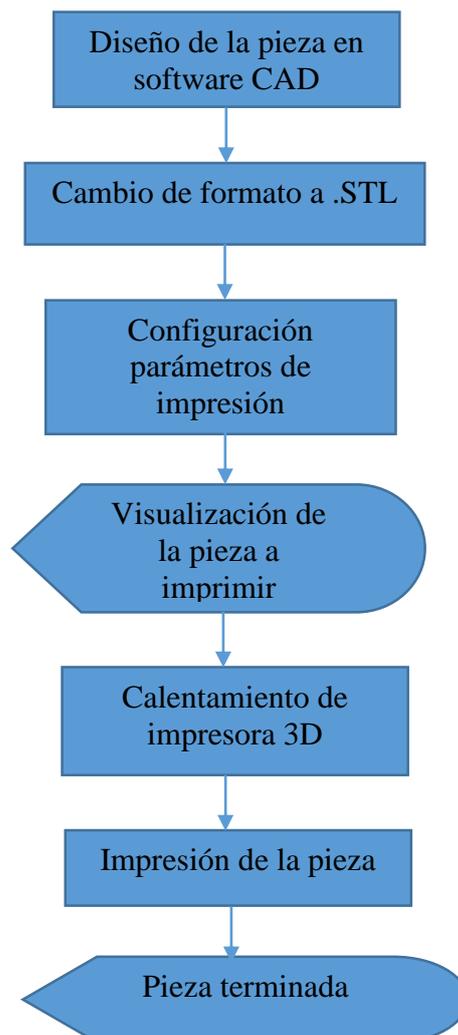


Figura 3. 10 Diagrama de flujo de impresión 3D

Simbología

Símbolo	Significado
	Proceso
	Pantalla

3.1.2 ENSAMBLE DEL EXOESQUELETO

Al concluir con la impresión como se observa en las Figuras 3.11 (a,b,c,d) se procede con el ensamble de la estructura, con la ayuda de tornillos, tuercas y rodamientos se une las piezas y los servomotores, con el afán de tener un buen acople se coloca todos los accesorios que tienen los servos, así de esta manera se asegura el montaje y desmontaje del exoesqueleto.



(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 3. 11 Piezas impresas del exoesqueleto

a. Ensamble del brazo

Mediante tornillos se coloca las 2 piezas de sujeción al brazo fijo mostrado en la Figura 3.12.

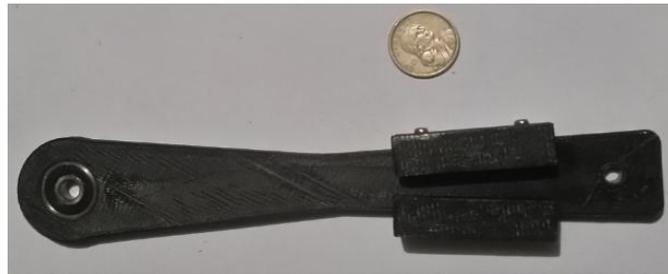


Figura 3. 12 Unión de sujeciones al brazo fijo

Dependiendo de la longitud del brazo de usuario, se coloca un perno de sujeción para establecer la medida deseada como se muestra en la Figura 3.13.



Figura 3. 13 Sujeción del brazo

Como se puede observar en la Figura 3.14 el ensamble del brazo es igual al deseado, en el diseño mecánico mostrado en la Figura 2.46.



Figura 3. 14 Ensamble del brazo

b. Ensambe del antebrazo

Este ensamble es similar al realizado anteriormente, puesto que también se une el antebrazo fijo al móvil en base a las medidas requeridas por el usuario. (Figuras 3.15 y 3.16).



Figura 3. 15 Sujeción del antebrazo fijo

El ensamble del antebrazo se presenta en la Figura 3.16, como se puede observar es similar al ensamble del diseño mecánico de la Figura 2.48.

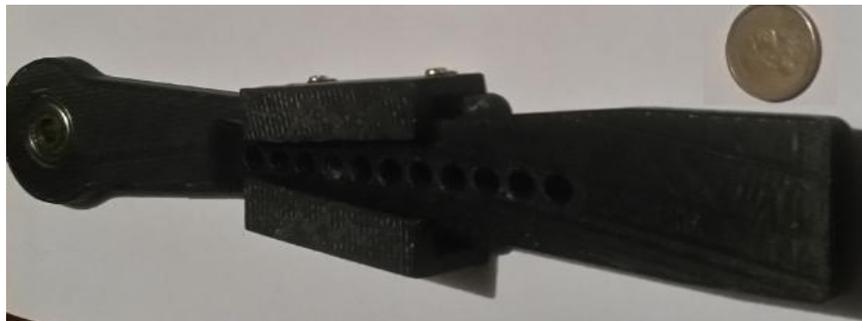


Figura 3. 16 Ensamble del antebrazo

A continuación, en la Figura 3.17 se puede observar los accesorios de sujeción del exoesqueleto, los cuales ayudan al usuario a fijar la estructura al brazo, estos sujetadores tienen en su interior una especie de esponja para comodidad del paciente.



Figura 3. 17 Sujetadores del exoesqueleto

En la Figura 3.18 se presenta el ensamble de las piezas impresas, sujetadores y el espaldar para proceder con la ubicación de los servomotores en cada articulación.



Figura 3. 18 Ensamble de eslabones impresos.

3.1.3 Montaje de servomotores

Una vez ensamblado los eslabones, se procede con el acople de servomotores, para lo cual se toma en cuenta los accesorios de sujeción de cada servomotor, y se procede con el acople mediante pernos y tornillos con el fin de que éste quede bien sujeto. Se inicia colocando rodamientos en los eslabones que sirven para sujetar los ejes, tal como se observa en la Figura 3.19.



Figura 3. 19 Ajuste de rodamientos para incrustar los ejes de servomotores.

a. Montaje del Servomotor 1

Para iniciar con el montaje del servomotor 1, se coloca una polea previamente diseñada e impresa en el eje del servomotor para que de esta manera se pueda transmitir el movimiento, porque el tamaño del mismo impide su colocación en la articulación del hombro y se decide ubicarlo en el espaldar del exoesqueleto, tal como se muestra en la Figura 3.20.



Figura 3. 20 Ajuste de polea para Servomotor 1.

Con la ayuda de amarras plásticas se sujeta el servomotor 1 al espaldar, esta es la posición más adecuada debido al tamaño y peso del mismo (Figura 3.21)

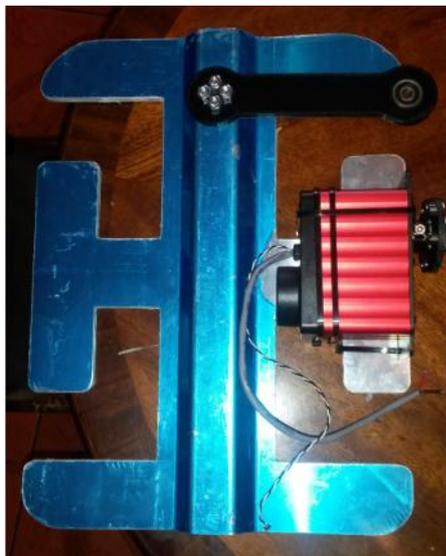


Figura 3. 21 Montaje de Servomotor 1

b. Montaje Servomotor 2

Para ayudar a dar movilidad al hombro, se coloca un segundo servomotor, un soporte pegado al eslabón que conecta con el espaldar sirve para sujetarlo y mantenerlo fijo tal como se muestra en la Figura 3.22.



Figura 3. 22 Montaje de Servomotor 2.

c. Montaje Servomotor 3

Además para realizar los movimientos de aducción, abducción, flexión y extensión del hombro es necesario montar un servomotor adicional a la altura de esta articulación tal como se muestra en la siguiente figura.



Figura 3. 23 Montaje de Servomotor 3.

d. Montaje Servomotor 4

Para realizar el movimiento de flexión y extensión del codo, se coloca el servomotor 3, un soporte pegado al eslabón de antebrazo ayuda a sujetarlo y mantenerlo en una posición inmóvil tal como se muestra en la figura 3.24.



Figura 3. 24 Montaje de Servomotor 4.

En la Figura 3.25 se puede observar el ensamble final de la estructura mecánica del exoesqueleto, el diseño realizado es similar al construido en el presente proyecto.



Figura 3. 25 Vista de exoesqueleto con servomotores.

3.2 ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL.

Se procede con la construcción de la caja de adquisición de las señales, se coloca los elementos de tal manera que pueda facilitar la conexión de baterías y la ubicación de 4 tarjetas que serán utilizadas en el proyecto para obtener señales en los distintos músculos. (Figura 3.26).



Figura 3. 26 Caja de adquisición de señales electromiográficas

3.3 PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL EMG.

El sensor muscular usado en el presente proyecto (Muscle sensor V3) permite obtener señales rectificadas y amplificadas, listas para ser ingresadas a la tarjeta controladora de servomotores (Servo Master Controller) para generar el movimiento en la estructura.

Avancer Technologies, fabricante de dicho sensor presenta las etapas para el procesamiento de señales electromiográficas detalladas a continuación.

a. FUENTE DE ALIMENTACIÓN

Para comenzar, se necesita una fuente de alimentación de tensión positiva y negativa (dos pilas de 9V). Se debe conectar dos pilas en serie (el terminal positivo de la batería 1 conectado al terminal negativo de la batería 2). A continuación, medir la tensión del polo negativo de la batería 1 y al terminal positivo de la batería 2, la tensión medida es igual a la suma de los voltajes de la batería 1 y la batería 2 (Figura 3.27).

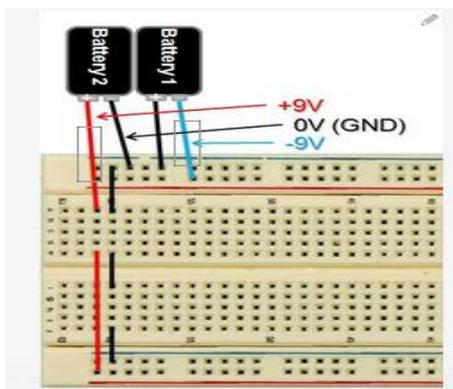


Figura 3. 27 Conexión de fuente de alimentación

Fuente: <http://www.instructables.com/id/Muscle-EMG-Sensor-for-a-Microcontroller/?ALLSTEPS>

b. ADQUISICIÓN DE SEÑAL.

Para la adquisición de la señal del circuito de EMG usado para medir los impulsos eléctricos del sistema nervioso del cuerpo que se utilizan para activar las fibras musculares. El INA106 es un amplificador diferencial que mide y amplifica ($G = 110$)

las pequeñas diferencias de voltaje entre los dos electrodos que se coloca en el músculo. A continuación, conectar dos resistencias de 1 Mohm a los pines 5 y 6 y el otro debe fijar un puente hacia la tierra de la placa tal como se muestra en la Figura 3.28.

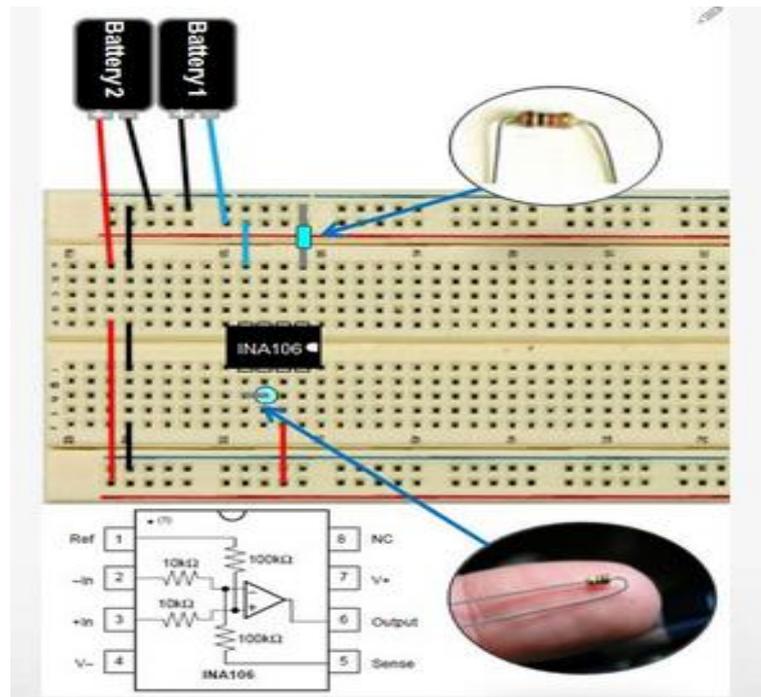


Figura 3. 28 Adquisición de la señal EMG

Fuente: <http://www.instructables.com/id/Muscle-EMG-Sensor-for-a-Microcontroller/?ALLSTEPS>

c. ACONDICIONAMIENTO DE SEÑAL – AMPLIACIÓN

En esta fase, se toma esas pequeñas señales medidas en la adquisición de la señal y se amplifican. Se inicia primero con dos series de amplificación, el primero es el amplificador inversor con una ganancia de -15. Un amplificador inversor Amplifica la señal, y también la invierte. Para esto, se necesita un TL072 una resistencia de 150 kOhm y una resistencia de 10 kOhm .Se debe conectar tal como se muestra en la Figura 3.29.

Se puede calcular la ganancia $G = -R2/R1$, en este caso $G = -150 \text{ kOhm} / 10 \text{ kOhm}$. Luego se añade un filtro de paso alto activo para deshacerse de cualquier DC offset y

ruido de baja frecuencia. Para ello se necesitan dos resistencias de 150 kOhm y un condensador 0.01uF. Se usa un cable de puente y el condensador de 0.01 uF. (Figura 3.29)

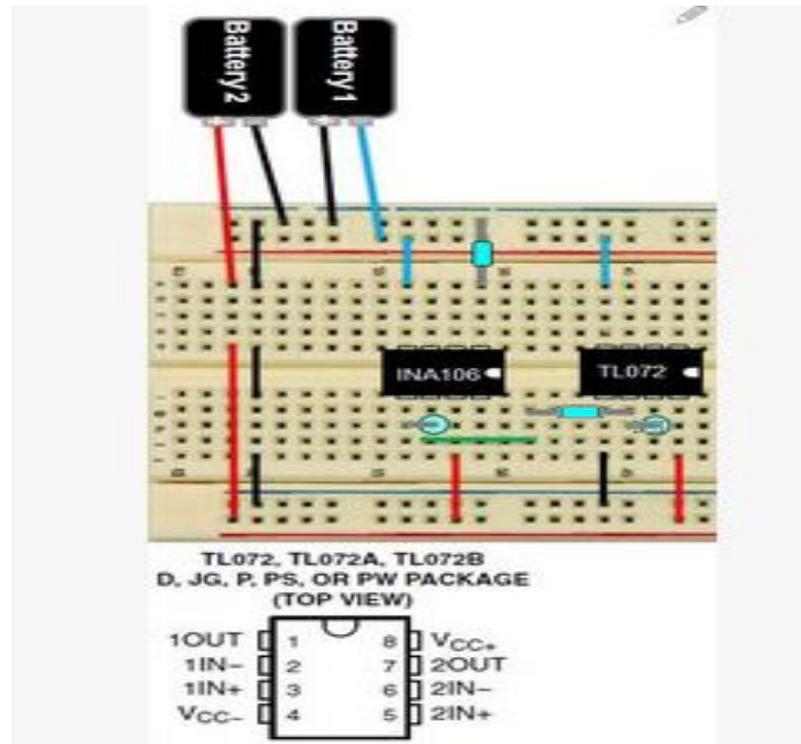


Figura 3. 29 Acondicionamiento de la señal

Fuente: <http://www.instructables.com/id/Muscle-EMG-Sensor-for-a-Microcontroller/?ALLSTEPS>

d. ACONDICIONAMIENTO DE SEÑAL – RECTIFICACIÓN

En esta fase, se usa un rectificador de onda completa activa. El rectificador se llevará la parte negativa de la señal y la convierte en positiva. Esto unido a un filtro pasa bajo va a dirigir la señal de corriente alterna a una tensión continua. Se necesita cinco resistencias de 10 kOhm, diodos 1N4148, y un segundo TL072.

En primer lugar, se conecta el pin 4 del TL072 a -9V, 9 V al pin 8 y GND al pin 3, así también las resistencias y diodos 1N4148 como se muestra en la Figura 3.30.

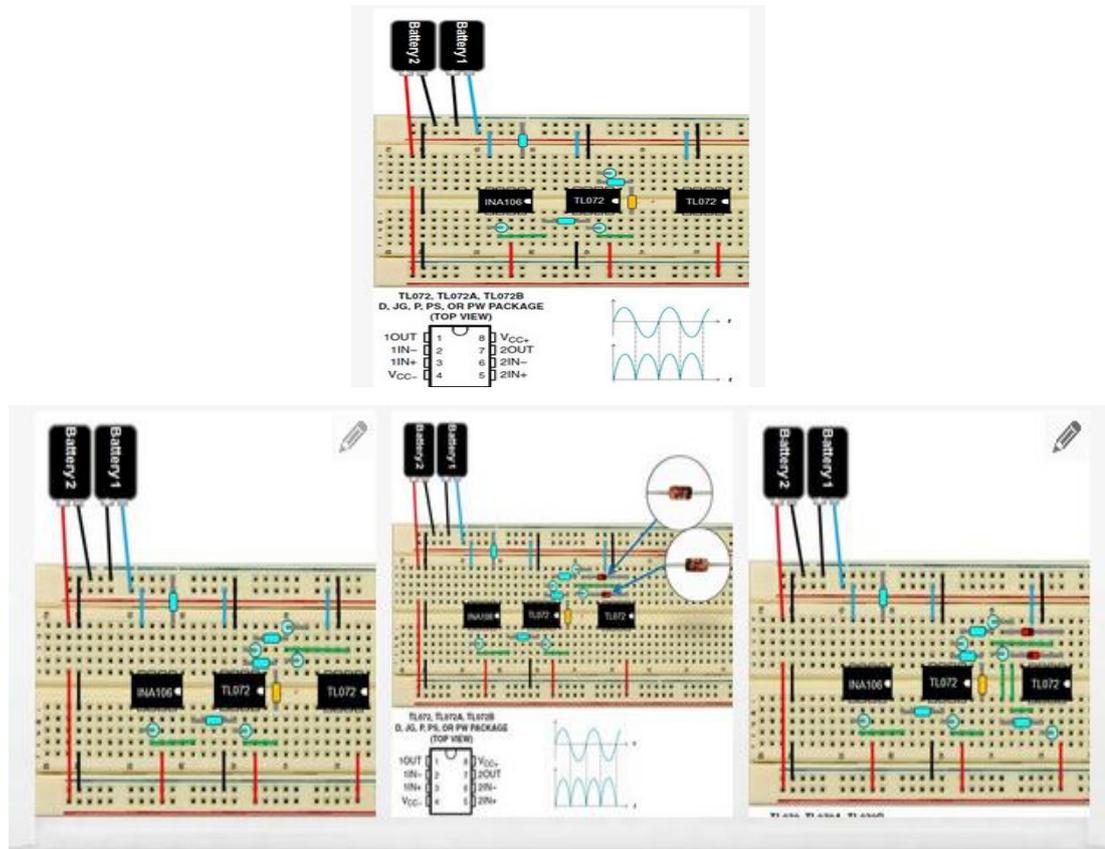


Figura 3. 30 Acondicionamiento de la señal.

Fuente: <http://www.instructables.com/id/Muscle-EMG-Sensor-for-a-Microcontroller/?ALLSTEPS>

e. ACONDICIONAMIENTO DE SEÑAL, SUAVIZANTE + AMPLIFICACION

En esta fase de montaje del circuito, se utiliza un filtro activo de pasa bajo para filtrar las jorobas de la señal, producir una onda suave para el microcontrolador. Para esto se requiere el TL072, dos resistencias de 80,8 kOhm y 100 kOhm, resistencia de 1 kOhm y un condensador de ajuste 1,0 uF. En primer lugar, conectar 9 V al pin 8, -9V al pin 4 y GND a los pines 3 y 5.

Ahora, tomar una de las resistencias de 80,6 kOhm y conectarla un extremo a la entrada del tercer TL072. Conectar el otro extremo al pin 6 del cuarto TL072, la resistencia de 80,6 kOhm a los pines 6 y 7 y el condensador de 1,0 uF.

Puesto que este es un filtro activo, no es un efecto secundario de la inversión de la señal, para invertir la señal se utiliza otro circuito amplificador inversor con un condensador de ajuste configurado como una resistencia variable.

A continuación, colocar el potenciómetro una fila más con las patas dispuestas y un puente que conecta dos de los pines según lo representado en la Figura 3.31, con un destornillador girar el potenciómetro, para ajustar la ganancia de la señal y así se determina las diferentes intensidades de las señales de los grupos musculares. Se recomienda comenzar con lo establecido bastante bajo y subir desde allí ($\sim 20 \text{ k}\Omega$).

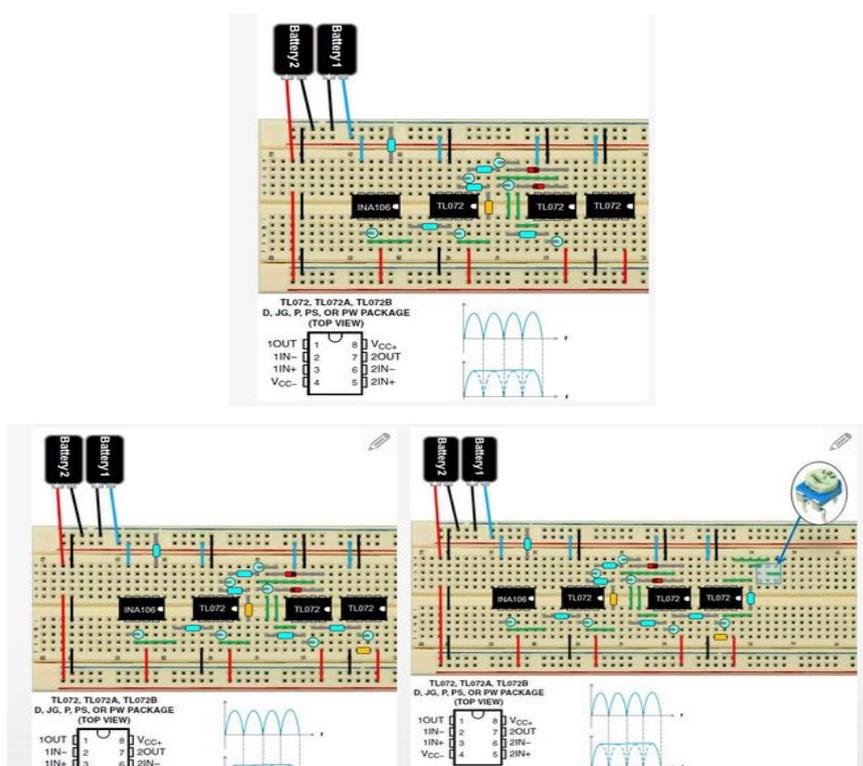


Figura 3. 31 Acondicionamiento de la señal.

Fuente: <http://www.instructables.com/id/Muscle-EMG-Sensor-for-a-Microcontroller/?ALLSTEPS>

Por último, se debe añadir protección al circuito a través de condensadores Tantalum, estos están polarizados como los diodos. Se conecta el condensador de 1,0 uF entre 9 V y GND, con el extremo positivo conectado a 9 V. Conectar el otro condensador de 1,0 uF a -9 V y GND, con el extremo positivo conectado a GND.

f. CONEXIÓN A UN MICROCONTROLADOR

Antes de conectar el circuito al microcontrolador, se debe encender el circuito y comprobar el voltaje de salida con un multímetro para asegurarse de que está dentro de las tolerancias en los pines de entrada analógica del microcontrolador. Para ello, conectar el extremo negativo del multímetro a GND y el extremo positivo al pin 1 del cuarto TL072. Para asegurarse de que la tensión medida es inferior a la tensión máxima del pin de entrada.

Una vez verificado, conectar el pin 1 del TL072 a un pin de entrada analógica del microcontrolador y tierra al pin GND del microcontrolador. En la Figura 3.32 se presenta la conexión a la tarjeta Arduino.

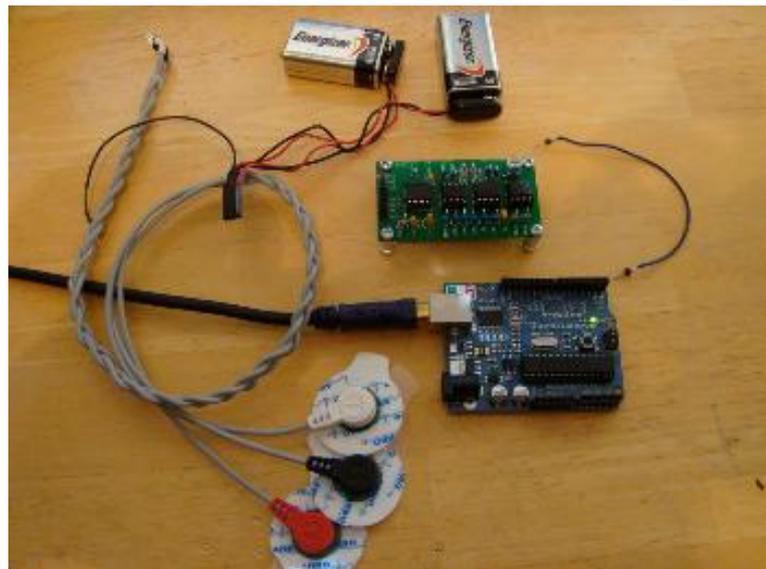


Figura 3. 32 Componentes del circuito electrónico

Fuente: <http://www.instructables.com/id/Muscle-EMG-Sensor-for-a-Microcontroller/?ALLSTEPS>

g. EMG ESQUEMA DEL CIRCUITO

Para comprobar y analizar el funcionamiento de la tarjeta de adquisición de señales electromiográficas se procede a simular con la ayuda de Proteus todo lo anteriormente detallado de la fuente de Advancer Technologies y tomar la señal de

salida en cada parte del circuito, con el fin de demostrar las etapas de la tarjeta Muscle Sensor V3.

En la Figura 3.33 se observa la creación del circuito INA106 requerido para la adquisición de la señal EMG.

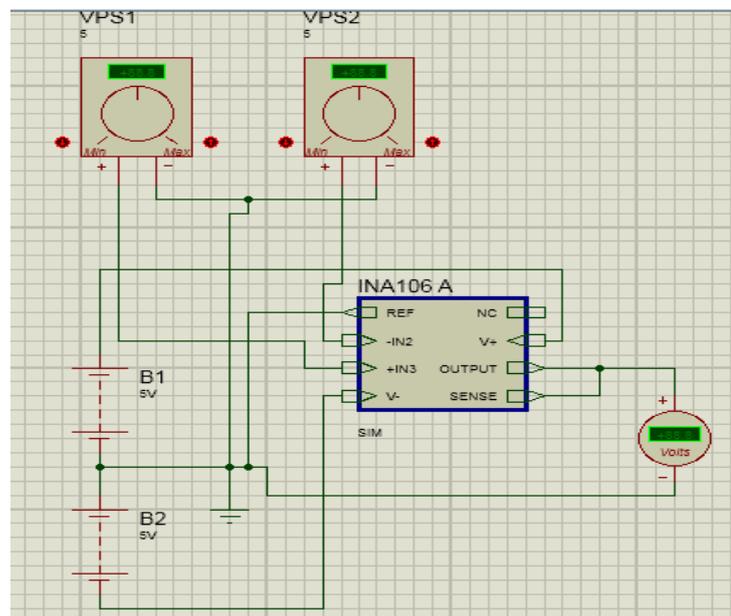
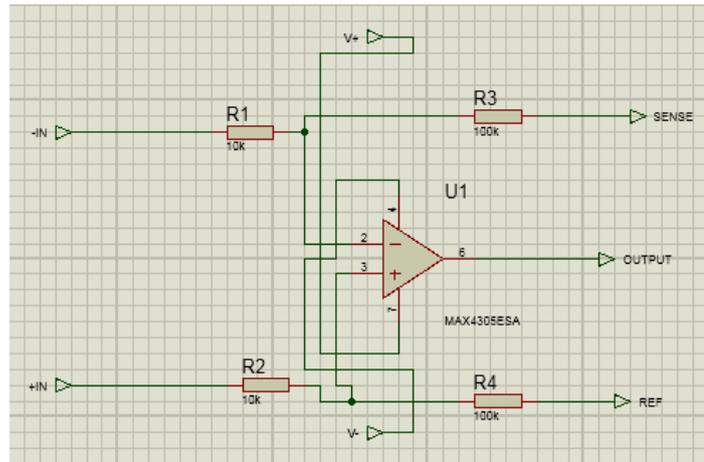


Figura 3. 33 Circuito INA106.

En las siguientes figuras se muestra cada etapa con sus respectivas respuestas se observará que la obtención es similar a la anteriormente detallada.

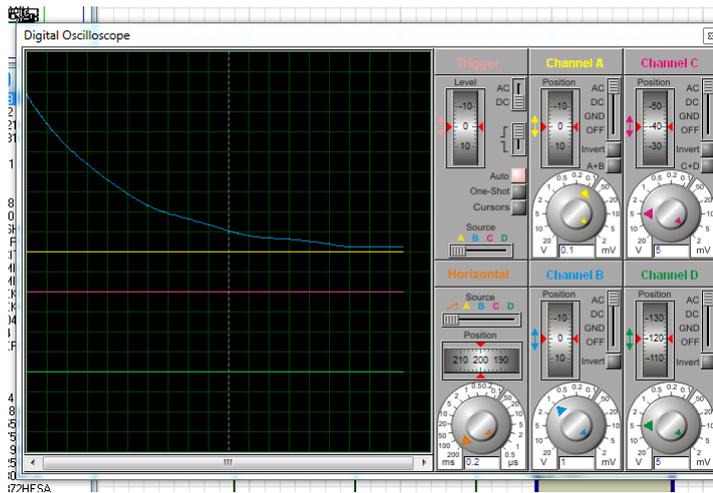
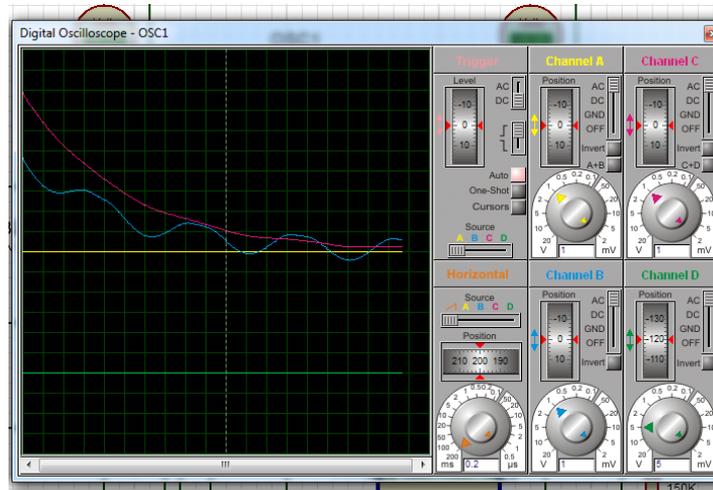
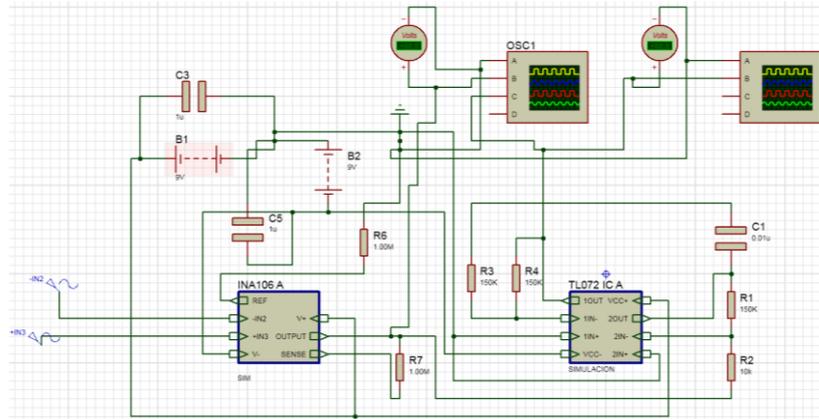


Figura 3. 34 Primera etapa Circuito Muscle Sensor V3.

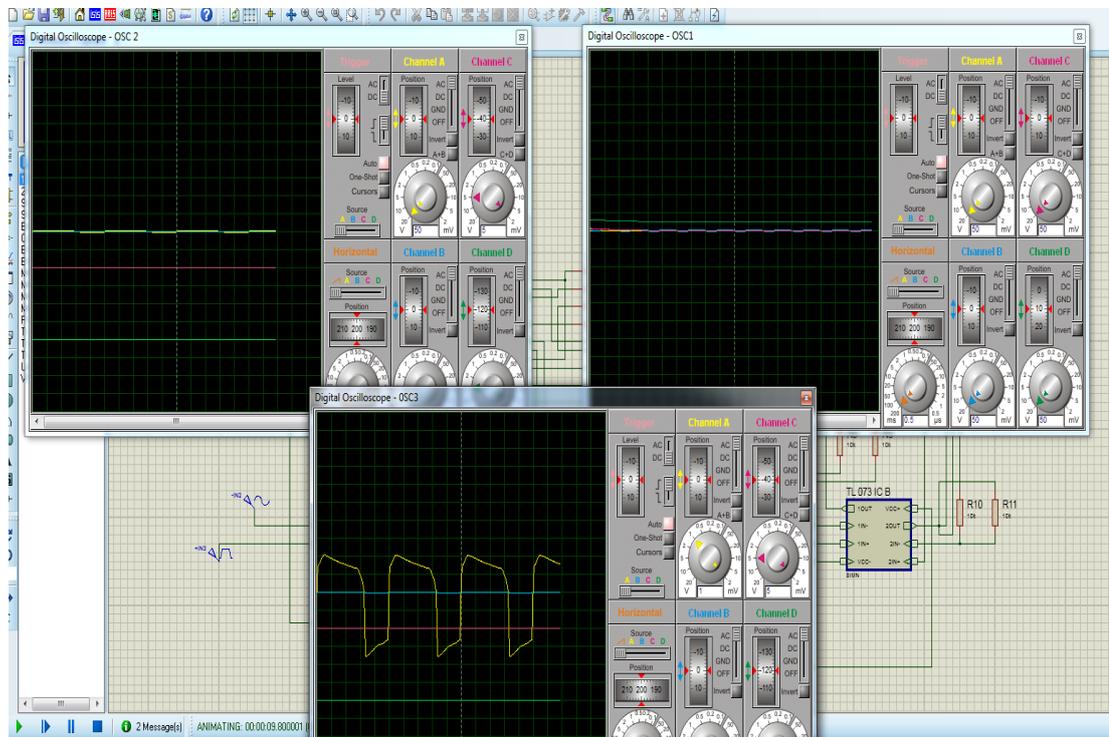
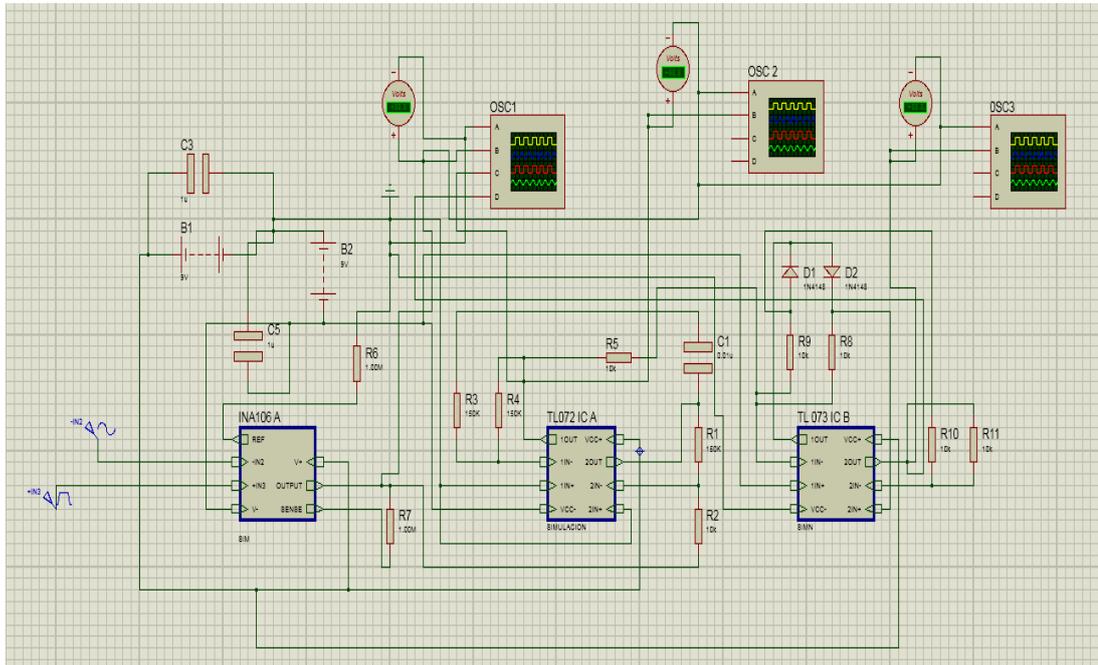


Figura 3. 35 Segunda etapa Circuito Muscle Sensor V3.

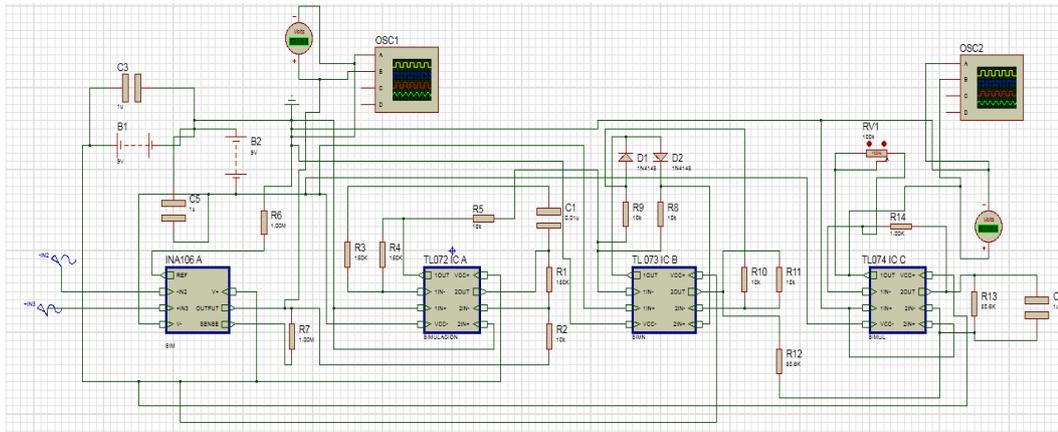


Figura 3. 36 Tercera etapa Circuito Muscle Sensor V3.

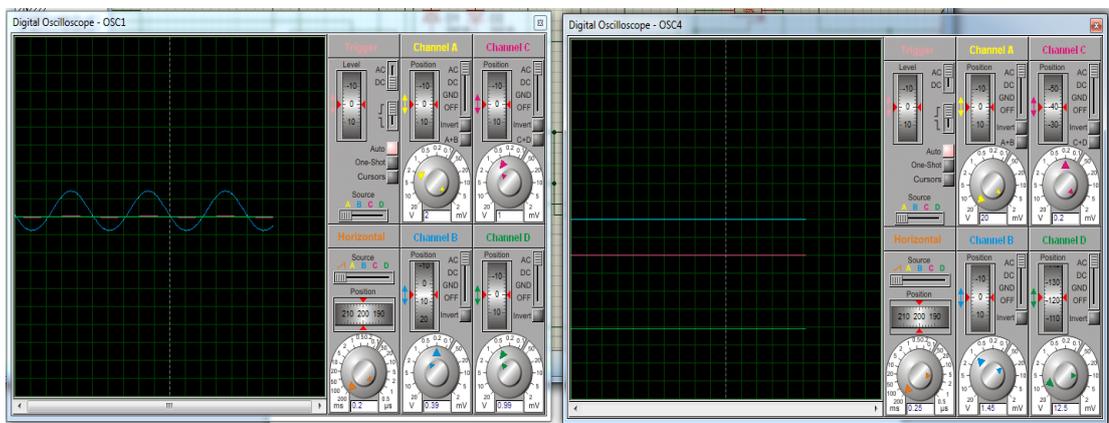
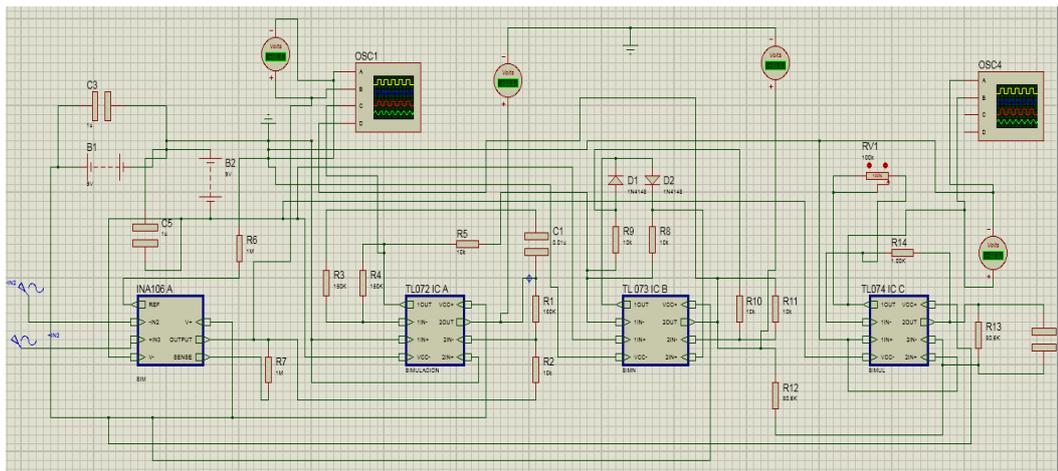


Figura 3. 37 Cuarta etapa Circuito Muscle Sensor V3.

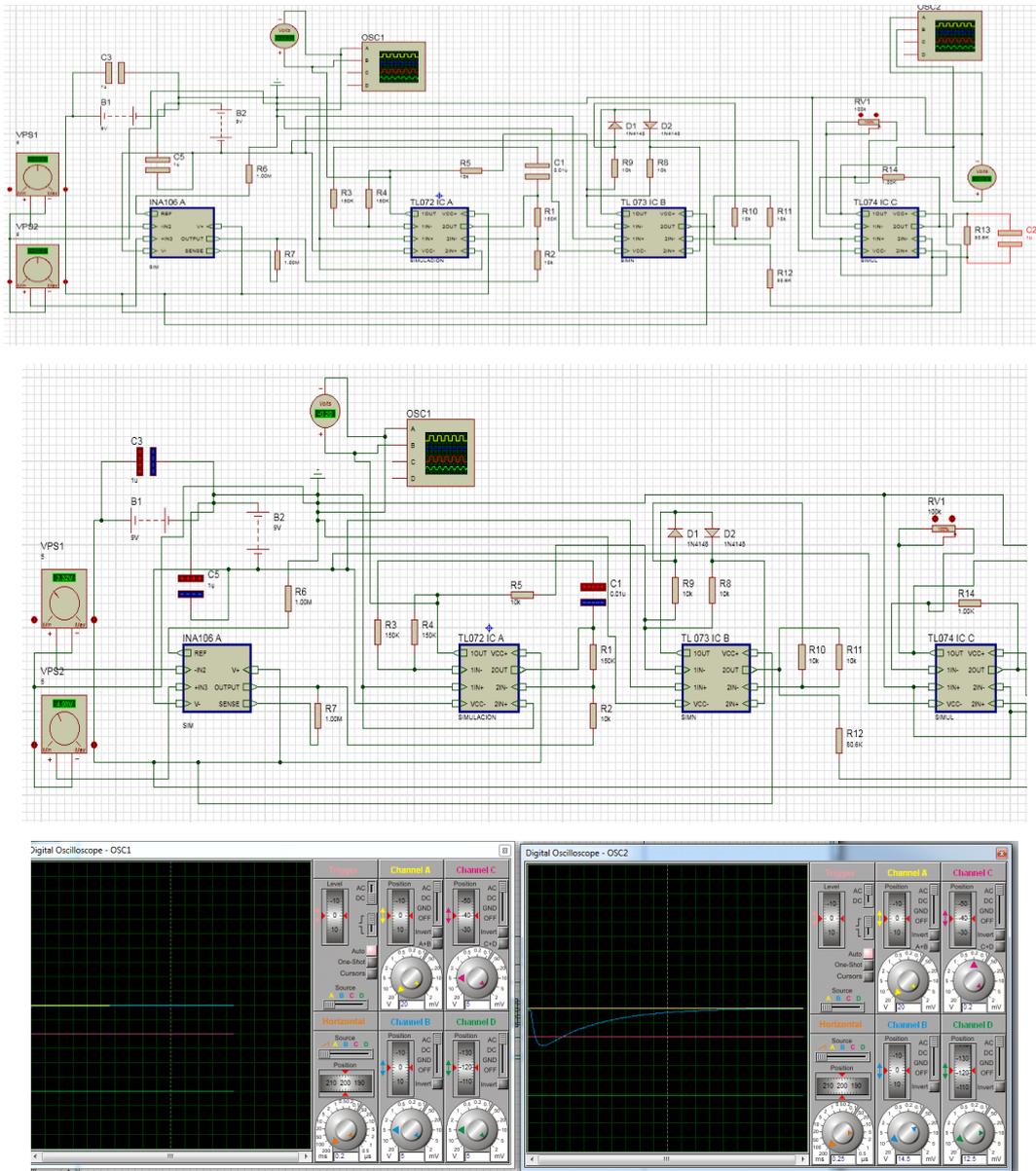


Figura 3. 38 Quinta etapa Circuito Muscle Sensor V3.

3.4 IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA DE CONTROL.

Al tener ensamblada la estructura y realizado el montaje de todos los componentes, en este apartado se realizará la implementación del sistema de control con la ayuda del software de Arduino y del Maestro Control Center, programando y transmitiendo los datos obtenidos en las entradas analógicas de Arduino y acogiendo por los puertos de recepción y transmisión de datos de Pololu, con el fin de controlar

las salidas que son los servomotores instalados en la estructura y obtener los movimientos contemplados en el literal 3.5.

3.4.1 CONEXIÓN TARJETA POLOLU CON ARDUINO UNO

La tarjeta Pololu que se ha seleccionado para este proyecto se controla mediante señales obtenidas ya sea del puerto USB mini-B o por los puertos TTL serial de entrada y salida, para el efecto se utiliza como se había mencionado la segunda opción que permite que el control sea independiente de un computador, tal y como se muestra en la Figura 3.39.

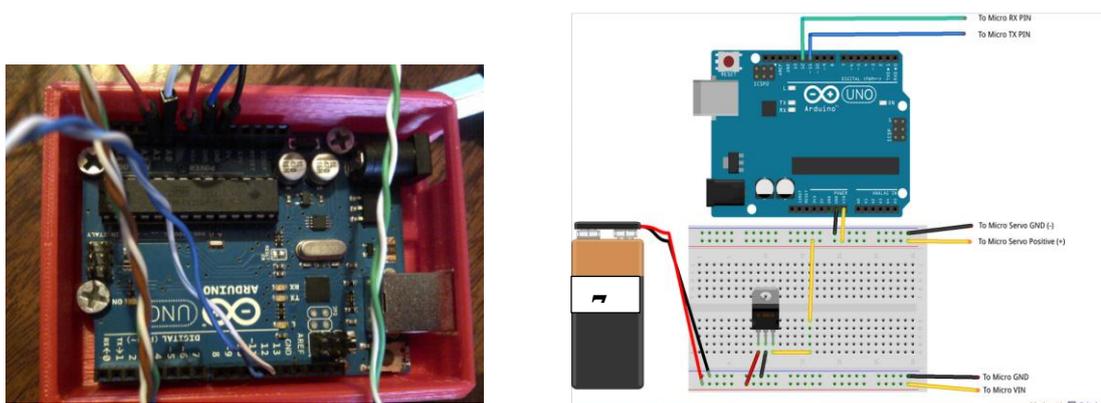


Figura 3. 39 Conexión Arduino UNO con Pololu.

A continuación en la Figura 3.40 se presenta la distribución de pines de la tarjeta Pololu controladora de servomotores.

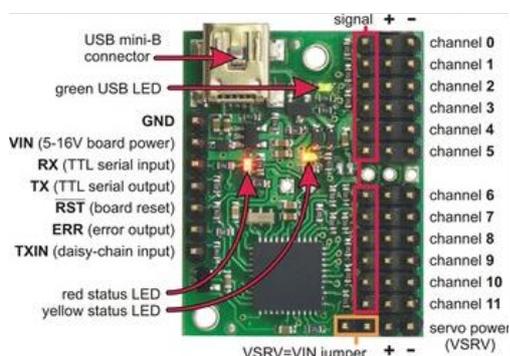


Figura 3. 40 Componentes Maestro Servo Controller mini-12.

Fuente: <https://www.pololu.com/docs/0j40/all>

En la Figura 3.41 se presenta la ubicación de la tarjeta Pololu con Arduino con sus respectivos cables de comunicación.



Figura 3. 41 Componentes Maestro Servo Controller mini-12.

Una vez conectada la tarjeta, se procede a programar por lo que es necesario importar la biblioteca SoftwareSerial en la Arduino y la velocidad de transmisión del SoftwareSerial debe comunicar las tarjetas emitiendo desde Arduino y recibiendo en Pololu. En la Figura 3.42 se indica el entorno de programación de Arduino.

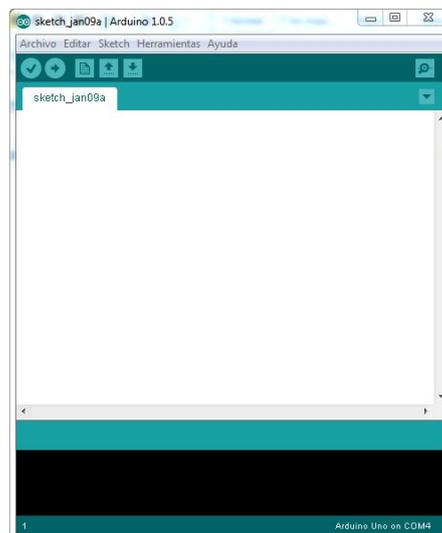


Figura 3. 42 Pantalla principal del programa Arduino.

Tomar en cuenta que en la tarjeta Pololu existe un jumper en el cual para esta conexión tiene que estar colocado como indica la Figura 3.43 para que el voltaje de alimentación lo obtenga de la fuente y este no interfiera en el control.

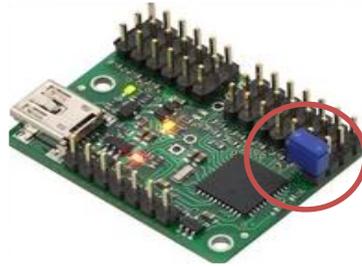


Figura 3. 43 Conexión Jumper.

Fuente: <https://www.pololu.com/docs/0j40/all>

A continuación en la Figura 3.44 se presenta la pantalla principal de la tarjeta Pololu que controla servomotores, como se puede observar se puede ajustar cada uno en el rango que requiere cada articulación.

Como se puede observar en la pantalla se tiene un valor mínimo y un máximo del ángulo que debe girar cada servomotor, expresado en decimal, este número cambia conforme a las necesidades de movimiento requerido.

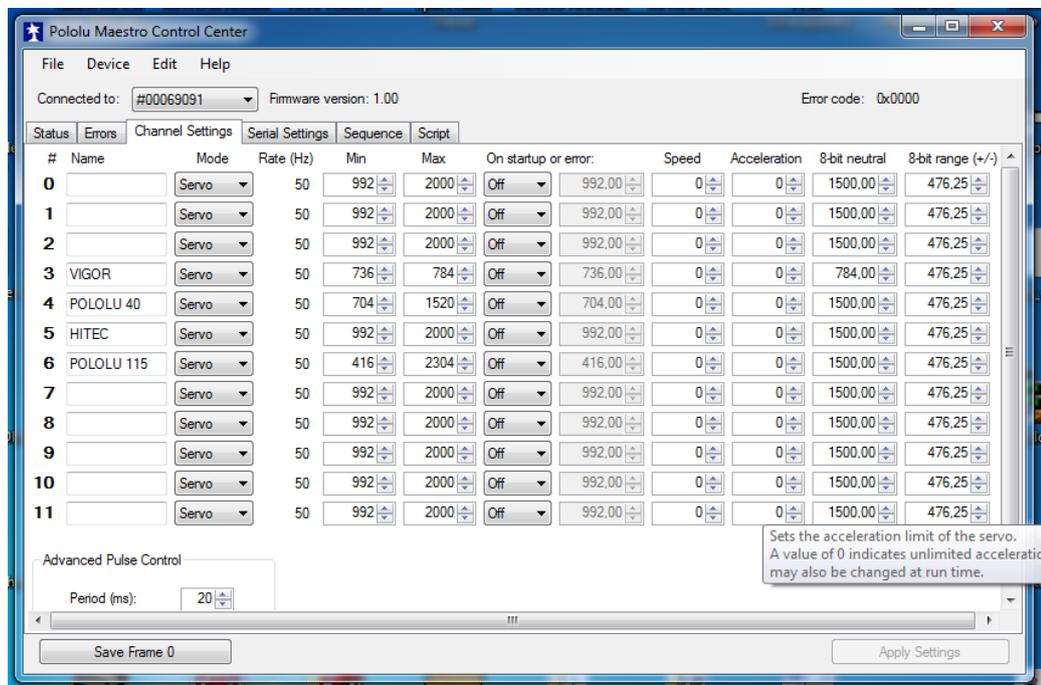


Figura 3. 44 Calibración de servomotores en Pololu.

En la siguiente figura se muestra la ventana que sirve como control, para esto se

debe seleccionar el casillero del servomotor a utilizar, a continuación se arrastra el puntero del mouse sobre la línea horizontal y se puede observar la posición a la cual se encuentra.

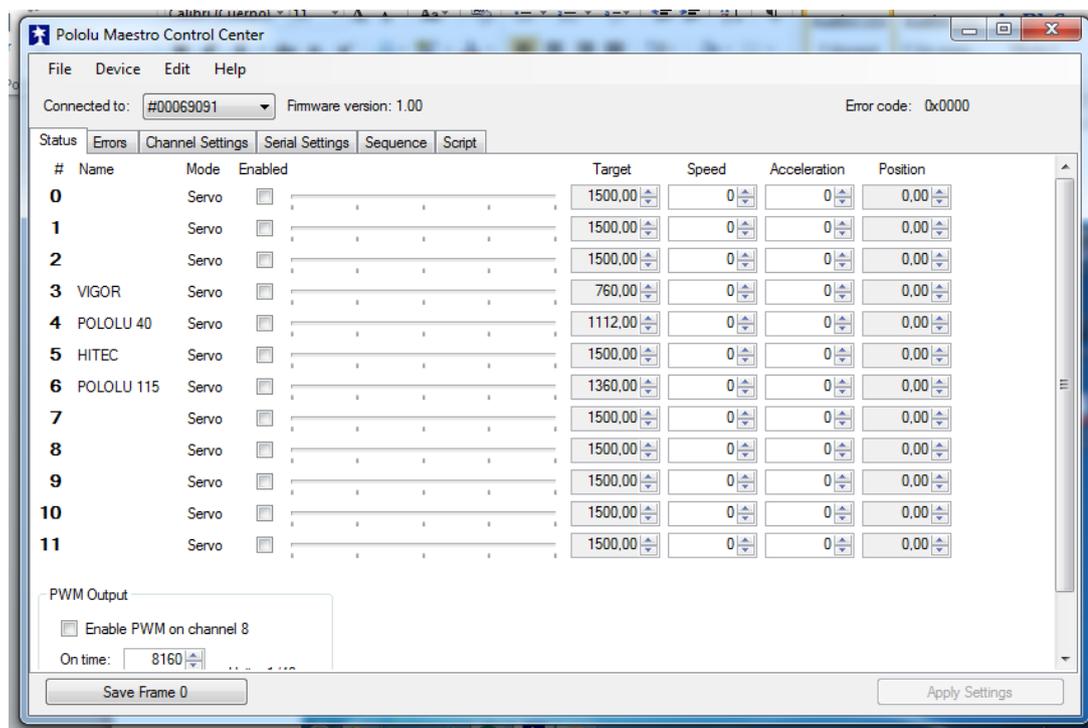


Figura 3. 45 Calibración de servomotores en Pololu.

3.4.2. CONEXIÓN DE LOS SERVOMOTORES.

La tarjeta de Pololu (Mini Maestro 12 canales servo controlador USB) sirve para controlar servomotores ya sea mediante el computador o mediante comunicación serial, para este proyecto se selecciona la mini de 12 canales por sus prestaciones y porque permite añadir hasta 12 servomotores en el control.

El primer servomotor (Hitec HS-815BB) que controla la articulación del codo se conecta directamente al canal 1 de la tarjeta Pololu, mientras el servomotor (Invenscience i00600) que controla el giro de la articulación del hombro alrededor del eje y, se conecta al canal 2 y finalmente el servomotor (Vigor VSD-11YMB) que controla el giro de la articulación del hombro alrededor del eje x se conecta al canal 3,

como se muestra en la Figura 3.46.

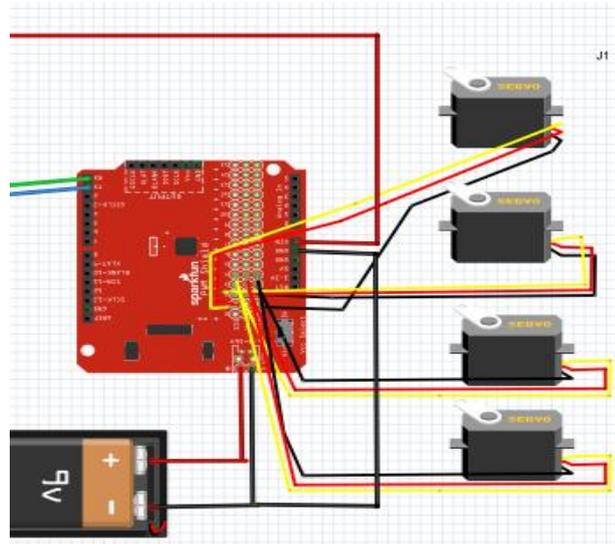


Figura 3. 46 Conexión Servomotores con Mini Maestro servo controlador USB.

En la Figura 3.47 se presenta el diagrama de conexión del circuito de arranque del exoesqueleto, se utiliza 3 baterías de Li-po, una de 15.4 V, y dos de 7.4 V, además de 2 relés para la activación y desactivación de la alimentación.

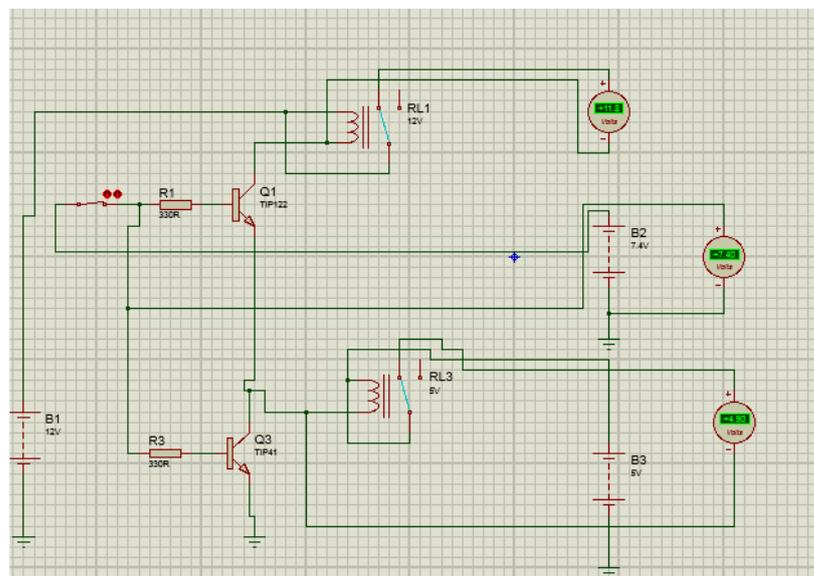


Figura 3. 47 Circuito de arranque y alimentación del exoesqueleto

En la Figura 3.48 se presenta el diagrama de conexión del circuito de arranque del

exoesqueleto, además se puede observar un Módulo convertidor de voltaje DC-DC ajustable LM2596, se utiliza dicha tarjeta puesto que el voltaje suministrado por la batería es mayor que el voltaje de alimentación de los servomotores, y de esta manera se consigue regular a las especificaciones requeridas en cada uno.

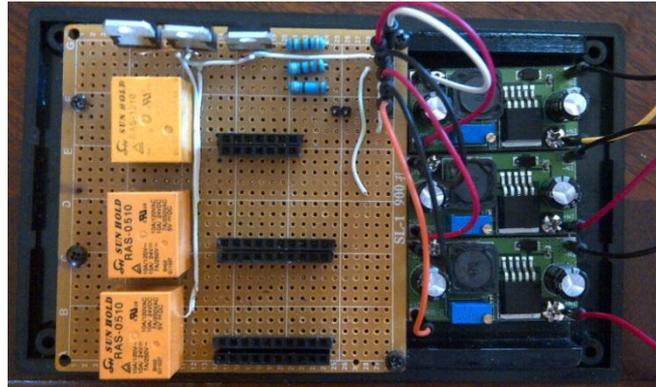


Figura 3. 48 Circuito de arranque y alimentación del exoesqueleto

La Figura 3.49 muestra la caja de arranque del exoesqueleto, con un switch para encender y apagar el sistema.

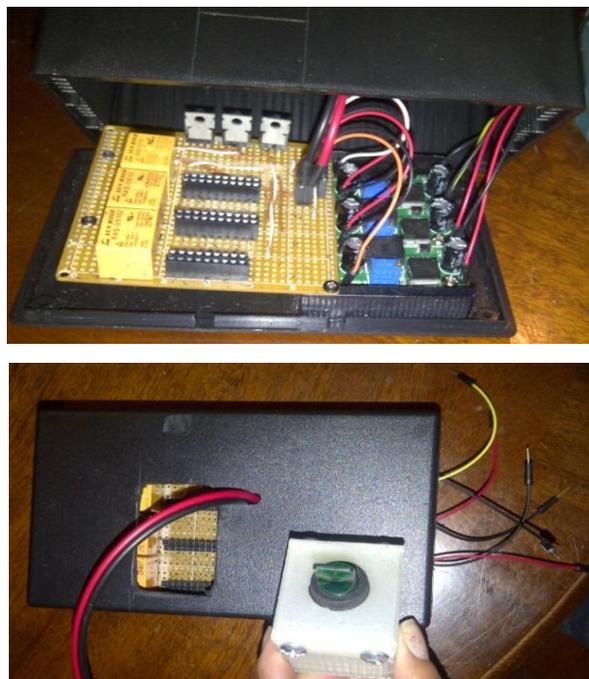


Figura 3. 49 Circuito de arranque del exoesqueleto

3.4.3. UBICACIÓN DE BATERÍAS.

Para ubicar las baterías de alimentación se procede a fijar conectores (macho y hembra) en la caja de arranque del dispositivo tal como se muestra en la Figura 3.50.



Figura 3. 50 Conectores de baterías de Li-Po

En la Figura 3.51 se presenta la ubicación de las tres baterías de alimentación, recargadas sobre el espaldar del exoesqueleto con el fin de compensar el peso del servomotor localizado a la derecha.



Figura 3. 51 Ubicación de baterías de Li-Po

En la Figura 3.52 se presenta el ensamble total del exoesqueleto, con el acople de la parte mecánica con la electrónica y control.

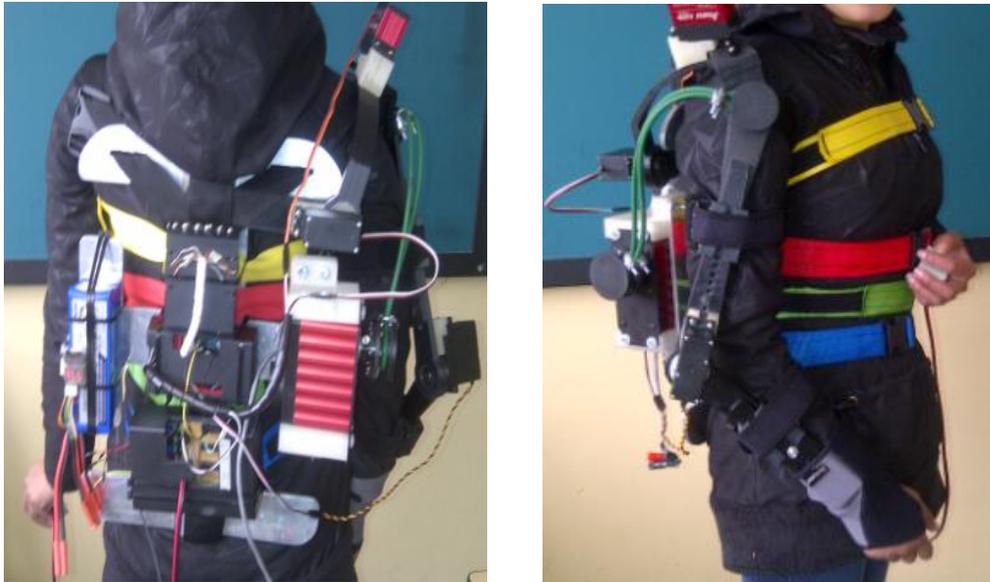


Figura 3. 52 Ensamble total del exoesqueleto

3.5 PROGRAMACIÓN DE TRAYECTORIAS

Una vez ensamblado el exoesqueleto se procede con la programación de cada movimiento, para esto se usa 4 sensores musculares que son conectados a las entradas analógicas de la tarjeta Arduino, el código para cada movimiento se presenta en el apartado 3.5.1.

Para poder justificar los movimientos realizados por el exoesqueleto, se toma en consideración la tabla de verdad de los sensores detallada en la Tabla 3.2, siendo S1 para flexión extensión del codo, S2 extensión lateral del brazo, S3 abducción aducción del brazo, y s4 flexión extensión frontal.

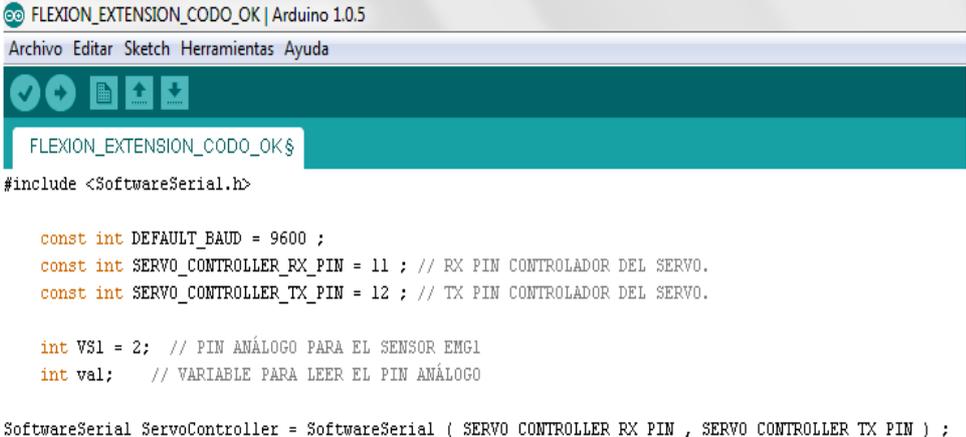
Tabla 3. 2**Tabla de verdad de movimientos**

S1	S2	S3	S4	MOVIMIENTO
0	0	0	0	NO
0	0	0	1	SI
0	0	1	0	SI
0	0	1	1	NO
0	1	0	0	SI
0	1	0	1	NO
0	1	1	0	SI
0	1	1	1	NO
1	0	0	0	SI
1	0	0	1	SI
1	0	1	0	SI
1	0	1	1	NO
1	1	0	0	SI
1	1	0	1	NO
1	1	1	0	SI
1	1	1	1	NO

Los movimientos que no se pueden realizar, se debe a las limitaciones que presenta la estructura debido a los topes en los servomotores y por los ángulos que limitan a los mismos.

3.5.1 MOVIMIENTOS DEL BRAZO.

El código desarrollado para el movimiento de flexión y extensión del codo se detalla a continuación. Para iniciar, es necesario importar la librería SoftwareSerial de la biblioteca de Arduino, a continuación se declara las constantes a utilizar como son, la velocidad de comunicación y pines de transmisión y recepción. Además se asigna los pines de lectura del sensor para el movimiento en estudio se asigna la entrada analógica 2 tal como se muestra en la Figura 3.53.



```

FLEXION_EXTENSION_CODO_OK | Arduino 1.0.5
Archivo Editar Sketch Herramientas Ayuda
FLEXION_EXTENSION_CODO_OK$
#include <SoftwareSerial.h>

const int DEFAULT_BAUD = 9600 ;
const int SERVO_CONTROLLER_RX_PIN = 11 ; // RX PIN CONTROLADOR DEL SERVO.
const int SERVO_CONTROLLER_TX_PIN = 12 ; // TX PIN CONTROLADOR DEL SERVO.

int VS1 = 2; // PIN ANÁLOGO PARA EL SENSOR ENGL
int val; // VARIABLE PARA LEER EL PIN ANÁLOGO

SoftwareSerial ServoController = SoftwareSerial ( SERVO_CONTROLLER_RX_PIN , SERVO_CONTROLLER_TX_PIN ) ;

```

Figura 3. 53 Librerías y constantes a utilizar

Continuando con la programación en el `setup()`, se establece la velocidad de transmisión del controlador de servomotores y tiene un retardo de 500 ms de espera antes de que el servomotor comience a moverse, Luego se crea una matriz de bytes que se ajusta al protocolo de comunicación de la tarjeta Pololu, tomando como parámetros el canal del servomotor y el ángulo al cual se mueve. Dicho código se presenta en la Figura 3.54.

```

void setup ( )
{
  ServoController . begin ( DEFAULT_BAUD ) ;
  delay ( 500 ) ;
}

void moveServo ( int ServoChannel , int target )
{
  // 656ms pulso PWM representa un ángulo del servo de 0 grados.
  // 2000 ms de pulso PWM representa un ángulo del servo de 180.
  // Estos valores podrían variar basado en el servo que se utilice.
  // Revisar documentación y verificar que pulsos PWM son necesarios para moverlo.

  byte serialBytes [ 4 ] ; //Asignar el ángulo del objetivo en el pulso PWM correspondiente.

  target = ( map ( target , 0 , 180 , 656 , 2000 ) * 4 ) ; //Map the target angle to the corresponding PWM pulse.

  serialBytes [ 0 ] = 0x84 ; // Byte de comando: Establecer destino.
  serialBytes [ 1 ] = ServoChannel ; // // En primer byte contiene el número de canal.
  serialBytes [ 2 ] = target & 0x7F ; // Segundo byte contiene los 7 bits inferiores de destino.
  serialBytes [ 3 ] = ( target >> 7 ) & 0x7F ; // Tercer byte contiene los bits 7-13 de la meta.
  ServoController . write ( serialBytes , sizeof ( serialBytes ) ) ; // Escribe la matriz de bytes al puerto serial.
}

```

Figura 3. 54 Código de Void Setup

Para culminar en void loop () se envía los comandos a la tarjeta Pololu, el valor obtenido del sensor EMG, conjuntamente con la asignación del canal del servomotor, añadiendo un retardo en la lectura, para mantener actualizando el movimiento, tal como se muestra en la Figura 3.55.

```
void loop ()
{
  val = analogRead(VS1);      // LEE EL VALOR DEL SENSOR (VALOR ENTRE 0 and 1023)
  val = map(val, 0, 1023, 0, 420 );
  moveServo ( 5, val ); //MOVER EL SERVOMOTOR DEL CANAL 5 A UN ANGULO DE ACUERDO A LA LECTURA DEL SENSOR
  delay ( 1000 ); //RETARDO 1000ms
}
```

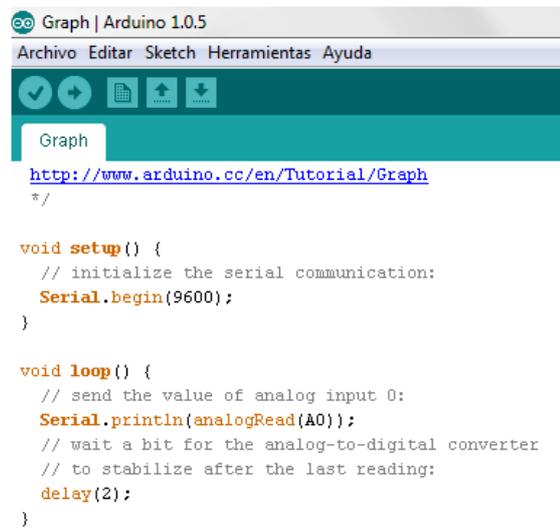
Figura 3. 55 Código de Void loop

El código para los siguientes movimientos es similar al anterior con la diferencia que cambia las entradas análogas, puesto que se declara una para sensor, así: A2 para flexión – extensión del codo, A3 flexión – extensión lateral del hombro, A4 Abducción - aducción del hombro y A5 flexión – extensión frontal del hombro.

Además cambian los valores de posicionamiento de los servomotores, para cada uno son distintos, éstos se toman de la calibración presentada en la Figura 3.44.

En el Anexo D se presenta el código de Arduino integrando los movimientos, y creando condiciones con el valor de detección de la señal para evitar interferencias entre un servomotor y otro.

Adicionalmente, en la Figura 3.56, se presenta el código de Arduino para obtener las señales EMG que se obtienen con los sensores.



```
Graph | Arduino 1.0.5
Archivo Editar Sketch Herramientas Ayuda
Graph
http://www.arduino.cc/en/Tutorial/Graph
*/

void setup() {
  // initialize the serial communication:
  Serial.begin(9600);
}

void loop() {
  // send the value of analog input 0:
  Serial.println(analogRead(A0));
  // wait a bit for the analog-to-digital converter
  // to stabilize after the last reading:
  delay(2);
}
```

Figura 3. 56 Código para visualizar las señales

Una vez que se ejecuta el código de Arduino, el siguiente paso es graficar dichas señales, esto se logra con la ayuda de Processing, cuya programación se presenta en el Anexo E.

CAPÍTULO IV

PRUEBAS Y RESULTADOS

4.1 PRUEBAS DEL SISTEMA MECÁNICO ELECTRÓNICO Y CONTROL.

En el presente capítulo se muestran las pruebas del sistema mecánico, electrónico, de alimentación y control de servomotores, con el fin de establecer el alcance que se ha obtenido en el presente proyecto.

4.1.1 PRUEBAS DEL SISTEMA MECÁNICO

Para conocer la resistencia que soporta el ABS, material seleccionado para la construcción del exoesqueleto, se procede con la realización de pruebas de tracción a probetas impresas según lo estipulado en la Norma ASTM D638-10 (Figura 4.1). Esta norma exige la realización de 3 ensayos como mínimo, además determina el uso de probetas del Tipo I para polímeros con las dimensiones que se observan en la Tabla 4.1, se ha tomado los datos de la tesis de (Chancusig y Navarrete, 2014), en donde cada probeta es sometida a una carga axial, para conocer el esfuerzo que soporta dicho material.

Tabla 4. 1
Dimensiones de Probetas

Abreviatura	Dimisiones	Tipo I mm (in)	Tolerancias mm
W	Ancho de sección estrecha	13 (0.50)	±0.5
L	Longitud de sección estrecha	57 (2.25)	±0.5
Wo	Ancho mínimo	19 (0.75)	+6.4
Lo	Longitud mínima	165 (6.50)	-
G	Longitud calibrada	50 (2.00)	±0.25
D	Distancia entre mordazas	115 (4.50)	±5
R	Radio del filete	76 (3.00)	±1
T	Espesor	3.2 (0.13)	± 0.4

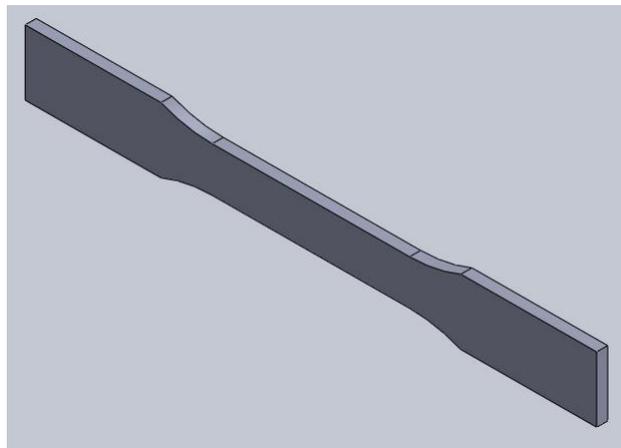
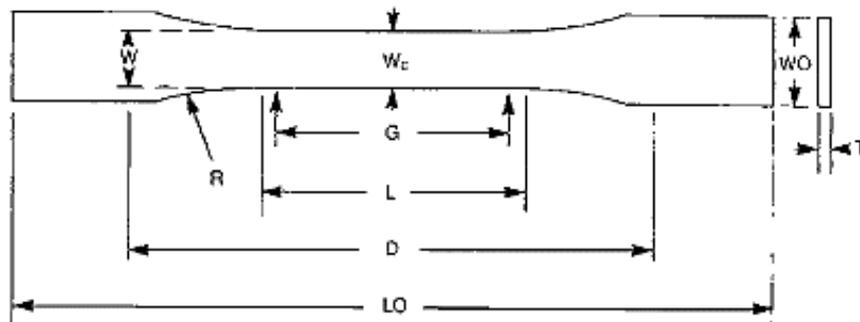


Figura 4. 1 Esquema de probeta tipo I

En la Figura 4.2 se presenta 3 probetas para el ensayo de tracción, para la prueba se tiene impresiones con diferente relleno de material para de esta manera comprobar que a mayor calidad de impresión se obtienen mejores resultados.



Figura 4. 2 Probetas para el ensayo

Con la ayuda de la máquina universal (Figura 4.3) se procede a realizar el ensayo de tracción de las probetas, se va a realizar la prueba con piezas impresas al 75 % y al 100 % de relleno de material.



Figura 4. 3 Máquina Universal para ensayo de tracción

Una vez que se coloca la probeta en la máquina de ensayo como se muestra en la figura 4.3 sujetándola de cada lado por las mordazas se procede a aplicar una fuerza de 50 Kgf hasta el valor en el cual se produce la ruptura, tal como se muestra en la Figura 4.4.



Figura 4. 4 Probetas después del ensayo de tracción

En la Tabla 4.2 se anotan las medidas de cada una de las probetas y la fuerza a la cual se produce la ruptura.

Tabla 4. 2**Datos obtenidos en el ensayo de tracción**

Probeta	# de Probeta	a (mm)	e (mm)	A (mm ²)	F (Kgf)	F (N)
75 %	1	13,37	3,08	41,18	118,0	1156,4
	2	13,33	3,11	41,46	108,0	1058,4
	3	13,32	3,03	40,36	121,0	1185,8
100 %	1	13,33	3,12	41,59	175,0	1715,0
	2	13,38	3,47	46,43	170,0	1666,0
	3	13,36	3,37	45,02	165,0	1617,0

Donde:

- (a) Ancho
- (e) Espesor
- (A) Área
- (F) Fuerza en Kgf y N

Finalmente para hallar el Módulo de Young del material se hace la relación entre el esfuerzo y la deformación unitaria (Ecuación 4.1).

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad \text{Ecuación 4. 1}$$

En la Tabla 4.3 se presenta el esfuerzo calculado para cada probeta.

Tabla 4. 3**Parámetros calculados en el ensayo**

Probeta	# de Probeta	σ (MPa)
75 %	1	28,08
	2	25,52
	3	29,38
100 %	1	41,23
	2	35,88
	3	35,91

Al analizar los resultados calculados, se observa que el valor mínimo de tracción que soporta el material al 75% de relleno es de 25,52 MPa y al 100% de relleno es de 35.88 MPa; y el valor de máxima carga aplicada es de 23.51MPa, dicho valor se analizó en el capítulo 2 y se muestra en la Figura 2.57, en la Tabla 4.3 se puede observar que el material utilizado en el presente proyecto soporta grandes esfuerzos por lo tanto es el idóneo para la construcción del exoesqueleto, y por seguridad se procedió a imprimir cada una de las piezas al 100% de relleno.

4.1.2 PRUEBAS DE OBTENCIÓN DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS

Para las pruebas del sistema electrónico y de control, se procede con el sensado de las señales electromiográficas, para esto se utiliza el Muscle Sensor V3 de Advancer Technologies mostrado en la Figura 4.5.



Figura 4. 5 Sensor Muscle Sensor V3

Fuente: <http://www.advancertechnologies.com/p/muscle-sensor-v3.html>

En la Figura 4.6 se observa la conexión del sensor “Muscle sensor V3” a la tarjeta Arduino, mediante esta conexión se obtiene las señales en cada músculo.

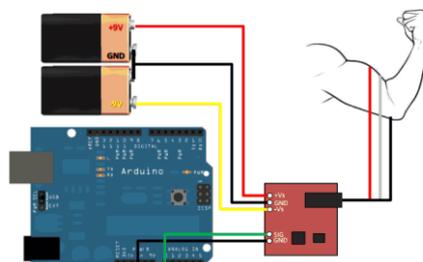


Figura 4. 6 Conexión de electrodos a la tarjeta Arduino

Fuente: <http://www.advancertechnologies.com/p/muscle-sensor-v3.html>

Se procede con la adquisición de señales electromiográficas; para esto se coloca los electrodos en los músculos asignados para cada movimiento. Para mejorar la toma de señales, se coloca gel conductor en la piel (Figura 4.7)



Figura 4. 7 Gel conductor para aplicación de electrodos

A continuación se representa cada músculo con su respectiva señal.

a.- Flexión del codo de $0^\circ < \alpha < 140^\circ$

Para realizar el movimiento de flexión del codo se toma señales electromiográficas del músculo bíceps braquial ubicado en el brazo de la persona, colocando los electrodos tal como se muestra en la Figura 4.8.

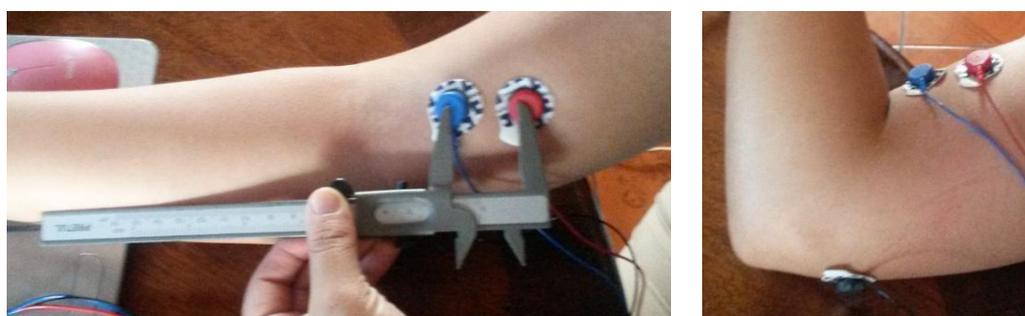


Figura 4. 8 Aplicación de electrodos músculo bíceps braquial.

Las Figuras 4.9 y 4.10 presentan las señales obtenidas con el músculo en relajación y contracción.

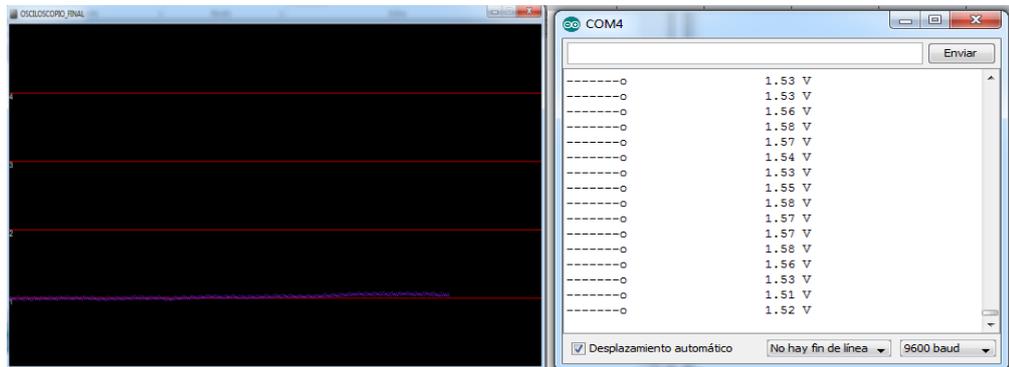


Figura 4. 9 Músculo bíceps relajado.

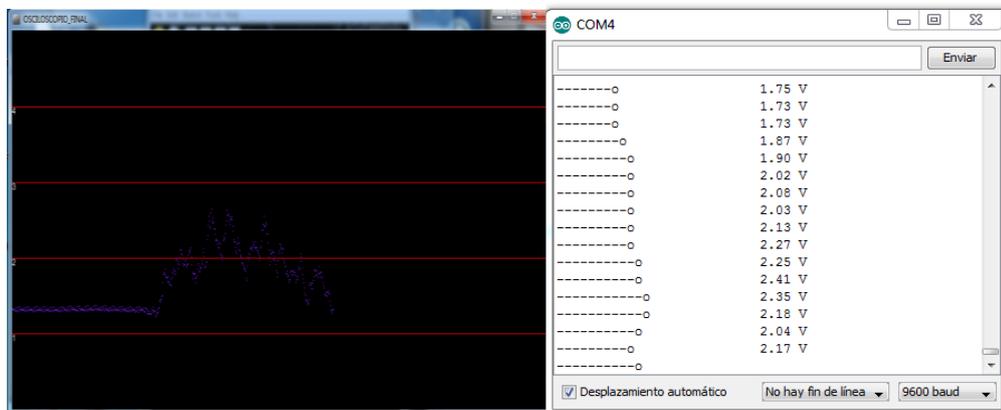


Figura 4. 10 Músculo bíceps contraído.

b.- Extensión lateral del brazo $0^\circ < \alpha < 180^\circ$

Para lograr el movimiento de extensión lateral del brazo se toman señales del músculo deltoides medio y supraespinoso, la colocación de electrodos se presenta en la Figura 4.11.



Figura 4. 11 Aplicación de electrodos músculo supraespinoso.

Las señales que se obtienen al mantener relajado el músculo y posteriormente contraerlo, se presentan en las Figuras 4.12 y 4.13.

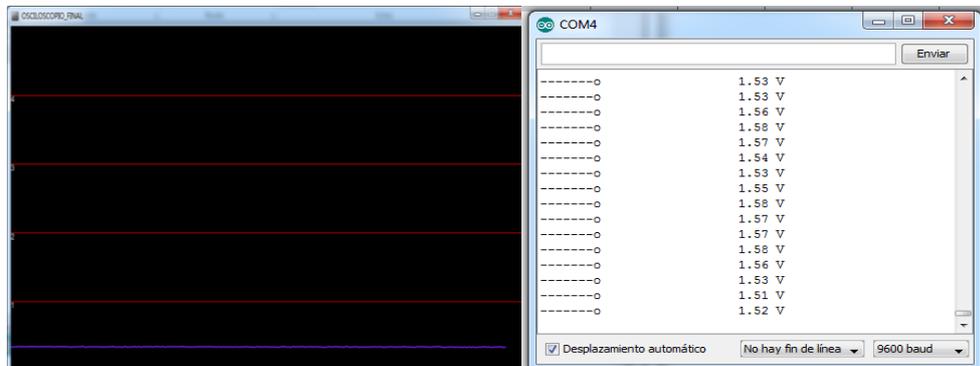


Figura 4. 12 Músculo supraespinoso relajado.

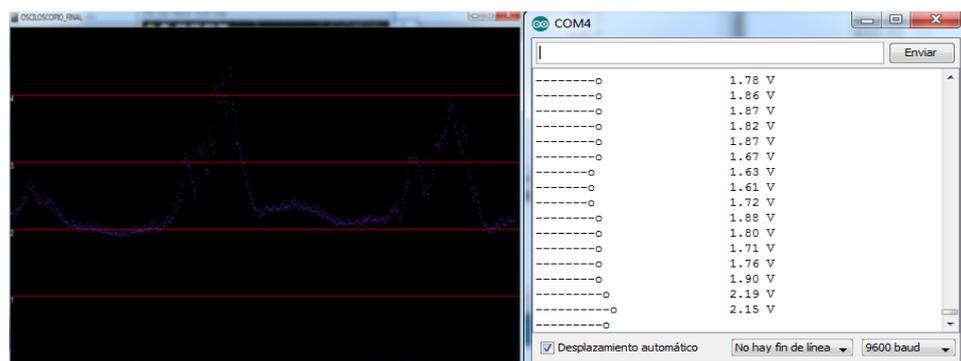


Figura 4. 13 Músculo supraespinoso contraído

d.- Extensión Frontal del brazo $0^\circ < \alpha < 180^\circ$

Para el movimiento de extensión frontal del brazo se usan el músculo deltoides y el pectoral mayor, los electrodos se colocan tal como se observa en la Figura 4.14.



Figura 4. 14 Aplicación de electrodos en el músculo deltoides.

Las señales que se obtienen del músculo mencionado anteriormente se presentan en las Figuras 4.15 y 4.16.

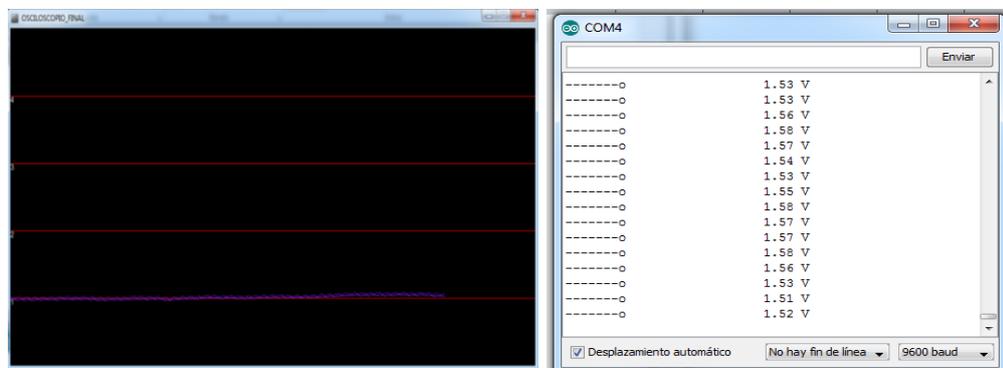


Figura 4. 15 Músculo deltoides relajado

Como se puede observar se obtiene una buena señal, con ancho de pulso y frecuencia suficiente, para controlar los servomotores ubicados en el exoesqueleto de miembro superior, cada señal se analiza, se calibra y se procesa en la parte de control, calibrando para cada usuario según sea la magnitud de la señal; se menciona una buena señal de control debido a que parámetros como; amplificación y periodo han presentado una señal controlable después de la etapa de adquisición.

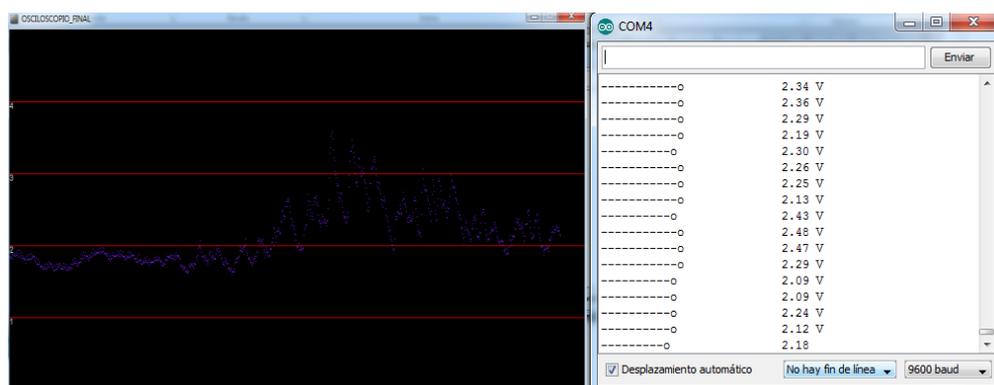


Figura 4. 16 Músculo deltoides contraído

4.1.3 PRUEBAS DEL SISTEMA ELECTRÓNICO.

El propósito de realizar las pruebas del sistema electrónico es comprobar el correcto funcionamiento del exoesqueleto, verificando los voltajes de alimentación tanto de la

etapa de sensado de señales electromiográficas como de la tarjeta que suministra tensión a los servomotores, además de controlar la duración de baterías.

a.- Pruebas de voltajes

Con la ayuda del multímetro se procede a medir los voltajes de alimentación de las tarjetas de sensado de señales electromiográficas, como se muestra en la Figura 4.17, ya que el circuito requiere +9V y -9V para funcionar correctamente.



Figura 4. 17 Comprobación de voltaje para el sensado de señales EMG

Para comprobar la duración de las baterías se procede a tomar mediciones de voltaje cada 30 min, como se muestra en la Tabla 4.4, según se trabaja con el exoesqueleto el valor va disminuyendo, su consumo es más rápido puesto que todos los sensores musculares utilizados actúan con la misma alimentación, ya que por espacio y comodidad del paciente se cortocircuitan los pines de alimentación correspondientemente.

Tabla 4. 4
Comprobación de voltajes

Tiempo	Medición de voltaje	Carga
30 min	9.65	100 %
2 h	9.32	96.58 %
2 h 30 min	9.05	93.78 %
3 h	8.73	90.46 %
4 h 30 min	8.42	87.25 %
5 h	7.89	81.76 %

Cuando el voltaje está por debajo de 7 V, el circuito de adquisición de señales electromiográficas empieza a fallar, por lo tanto las baterías deben ser recargadas para poner el exoesqueleto nuevamente en funcionamiento.

La siguiente medición se realiza en las baterías de Li-Po, para lo cual se tiene una pequeña tarjeta conectada a los terminales tal como se muestra en la Figura 4.18, este elemento mide el voltaje en cada celda de la batería y por último presenta el valor total, además tiene incorporado una alarma que indica cuando es necesario recargarla, a plena carga estas baterías duran 6 horas diarias o más dependiendo de la actividad del usuario como se muestra en la Tabla 4.5 con un paciente en constante actividad y la Tabla 4.6 con un paciente de menor actividad.



Figura 4. 18 Medición de voltaje en baterías de Li-po

**Tabla 4. 5
Comprobación de voltajes con paciente de menor actividad**

Tiempo	Voltaje batería 15.5V	Voltaje batería 7.4V	Voltaje batería 7.4V
30 min	15.5	7.4	7.4
2 h	15.1	7.1	7.05
2 h 30 min	14.85	7.03	6.98
3 h	14.2	6.73	6.52
4 h 30 min	13.55	6.4	6.36
5 h	12.9	6.18	6.06
5 h 30 min	12.25	5.96	5.76
6 h	11.87	5.67	5.34

Tabla 4. 6
Comprobación de voltajes con paciente en constante actividad

Tiempo	Voltaje batería 15.5V	Voltaje batería 7.4V	Voltaje batería 7.4V
30 min	15.5	7.4	7.4
2 h	15.3	7.3	7.24
2 h 30 min	15.02	7.2	7.08
3 h	14.79	6.93	6.92
4 h 30 min	14.59	6.79	6.76
5 h	14.33	6.67	6.57
5 h 30 min	14.04	6.48	6.28
6 h	13.84	6.3	6.1

4.2 EQUIPAMIENTO DEL EXOESQUELETO EN EL PACIENTE.

En este apartado se detalla los pasos a seguir para equipar al paciente con el exoesqueleto, iniciando con la colocación de electrodos y la ubicación de sujetadores en el brazo, además de las correas que sujetan el espaldar al cuerpo de la persona.

4.2.1 COLOCACIÓN DE ELECTRODOS

Como primer punto se tiene la colocación de electrodos en el paciente como se muestra en la Figura 4.19, para lo cual se localiza los músculos que actúan en cada movimiento.

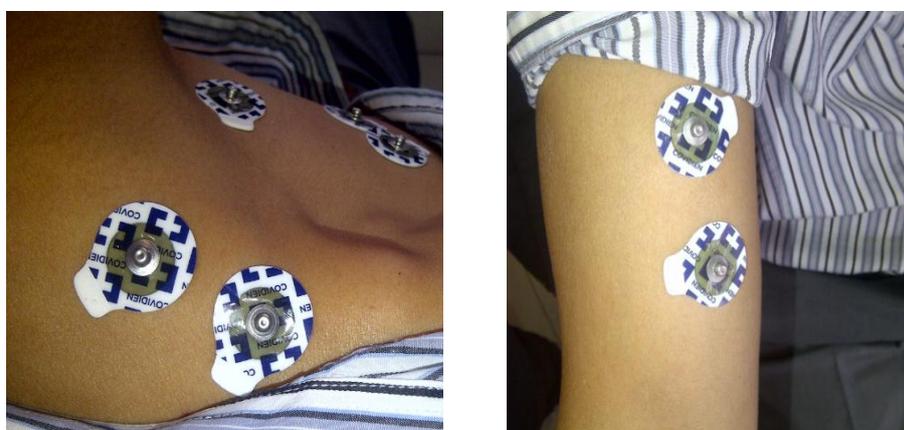


Figura 4. 19 Colocación de electrodos en el paciente.

La colocación se realiza en base a la normativa SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles, que define la colocación de estos sensores como; “la distancia entre centros de las áreas de conductividad de los electrodos”, y recomienda que; los electrodos bipolares EMG de superficie tengan una distancia de 20mm y 30mm” (Freriks, 2002) como máximo.

4.2.2 TOMA DE SEÑALES EN EL PACIENTE.

Para comprobar que el paciente emite señales musculares, con la ayuda de un código de Arduino y Processing detallado en el capítulo 3, se puede observar las gráficas siguientes de cada músculo cuando la persona emite un pulso con la intensidad de su movimiento.

En primer lugar se toma las señales del paciente en el músculo bíceps para realizar el movimiento de flexión y extensión del codo, como se puede observar en la Figura 4.20, se presenta la respuesta obtenida ante el pulso emitido por la persona.

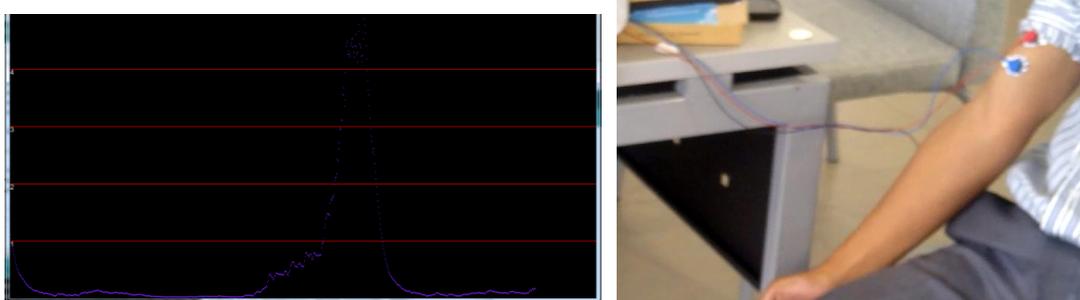


Figura 4. 20 Señal para flexión del brazo.

Para continuar con la obtención de señales se colocan los electrodos en los músculos descritos en el ítem 4.1.2 y se pide a la persona que intente mover el brazo y de esta forma envíe pulsos para observar que pasa con las señales, de esta manera de consigue las gráficas presentadas a continuación.

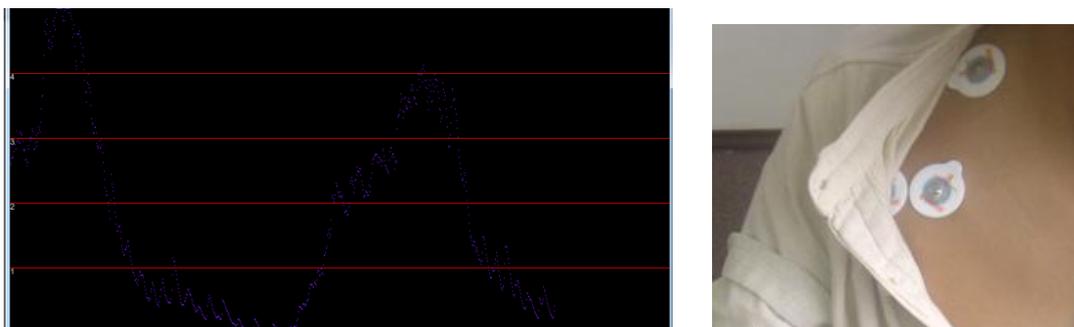


Figura 4.21 Señal para extensión frontal del brazo.

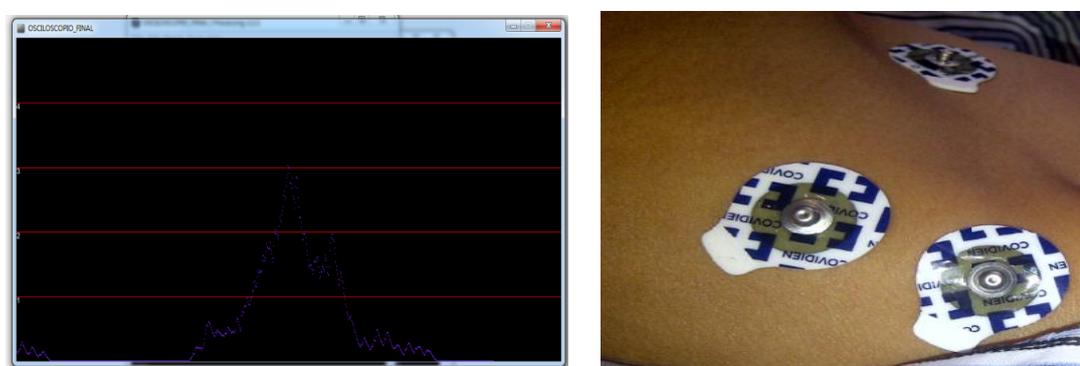


Figura 4.22 Señal para extensión lateral del brazo.

Se puede observar en las Figuras 4.21 y 4.22 que las señales obtenidas de este paciente son similares a las analizadas en el ítem 4.1.2; por lo que se puede proceder a controlar dichas señales, ya que muestran un rango de frecuencia y ancho de pulso suficiente.

4.2.3 MONTAJE DE LA ESTRUCTURA EN EL PACIENTE.

El exoesqueleto construido tiene un peso aproximado de 4,5 kg, pero al momento que el usuario lo usa siente como si cargara una mochila, éste funciona utilizando señales musculares, que envían pulsos de accionamiento a la tarjeta de control cuando se encuentran contraídos.

Para operar el exoesqueleto, la persona debe tener la intención del movimiento que va a realizar en su brazo, la espalda se apoya sobre el espaldar que contiene los circuitos electrónicos, baterías y un servomotor, mediante correas se ajusta la

estructura al cuerpo del paciente (Figura 4.23), además con la ayuda de sujetadores se unen los eslabones al brazo como se observa en la Figura 4.24.

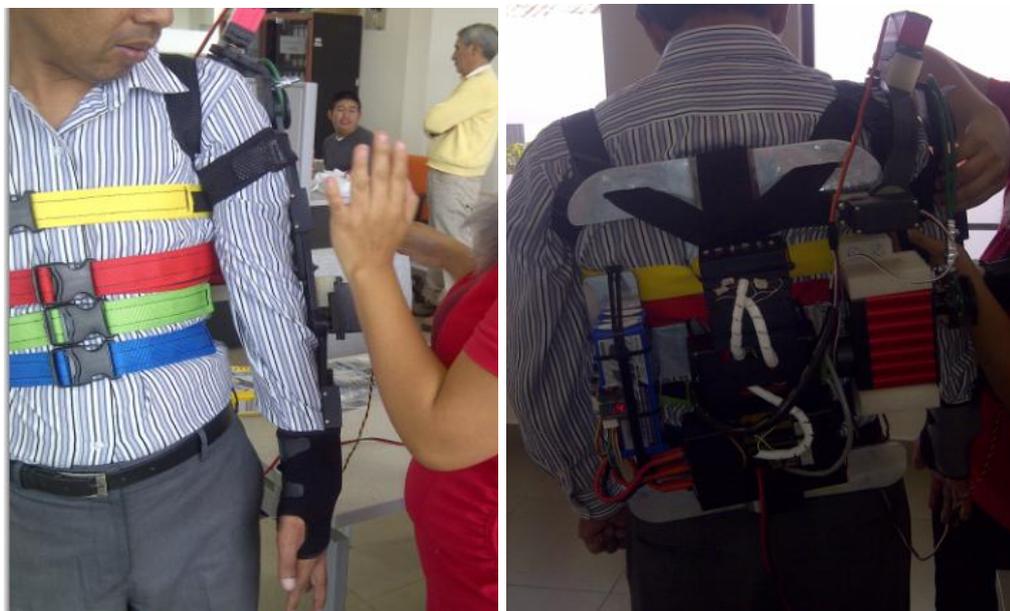


Figura 4. 23 Colocación de correas.



Figura 4. 24 Colocación de sujetadores en el brazo.

En la Figura 4.25 se puede observar el montaje final de la estructura en el paciente en (a) vista frontal, (b) vista lateral y (c) vista posterior, el exoesqueleto queda externamente al cuerpo del paciente y tiene la comodidad necesaria para realizar los movimientos. También el usuario debe tener en su mano el interruptor de encendido y apagado, para que de esta manera desconecte el aparato en caso de emergencia.



(a) Vista frontal

(b) Vista lateral

(c) Vista posterior

Figura 4. 25 Vistas del exoesqueleto montado en el paciente

4.3 PRUEBAS GENERALES DEL EXOESQUELETO DE EXTREMIDAD SUPERIOR.

Las pruebas se las realiza en una persona que tuvo un accidente años atrás, debido a esto tiene debilidad en sus músculos, el objetivo es ampliar la fuerza en su brazo y detectar los movimientos y así, transmitirlos en tiempo real a la estructura.

4.3.1 PRUEBAS DEL EXOESQUELETO SIN CARGA

En primer lugar se realiza las pruebas sin carga, es decir sin ponérselo al paciente, puesto que cada individuo posee señales diferentes y no se conoce la intensidad de señal que envía, de esta manera se calibran los valores adecuados de amplificación de dicha señal.

En las Figuras 4.26 hasta 4.29 se presenta las pruebas realizadas en donde el exoesqueleto es capaz de replicar los movimientos que realiza la persona.



Figura 4. 26 Prueba de flexión – extensión del codo



Figura 4. 27 Prueba abducción - aducción del brazo



Figura 4. 28 Prueba de flexión - extensión lateral del brazo



Figura 4. 29 Prueba de flexión y extensión frontal del brazo

Se puede apreciar que el exoesqueleto replica los movimientos del paciente, con los ángulos deseados, pero cabe recalcar que estos movimientos son apreciables a la vista más no al control del mismo, ya que aún no se concluye si el mismo funcionará de la misma manera cuando el paciente se lo haya puesto; esto se comprobará en las pruebas del exoesqueleto con aplicación de carga.

4.3.2 PRUEBAS DEL EXOESQUELETO CON CARGA

Una vez que se tiene la certeza, que el exoesqueleto es seguro para la persona, porque éste se encuentra ya calibrado con los valores correctos; se realiza la prueba, que consiste en amplificar la fuerza en los movimientos del brazo del paciente.

En primer lugar se coloca los electrodos del mucle sensor v3 en 4 músculos distintos, ya que cada uno sirve de control de movimiento para los servomotores, tal como se muestra en la Figura 4.30.

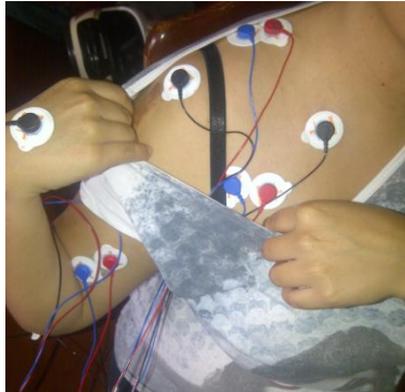


Figura 4. 30 Colocación de electrodos

Una vez que se tienen ubicados los electrodos, se procede a equipar el exoesqueleto en la persona, tal como se presenta en la siguiente figura.

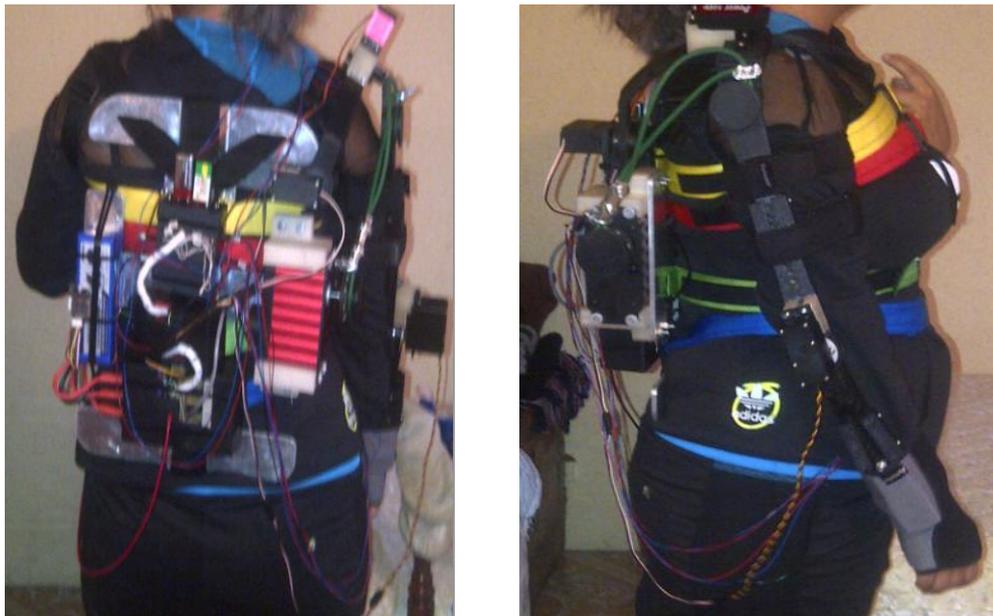


Figura 4. 31 Montaje del exoesqueleto en la persona

Para realizar esta prueba, la persona envía pulsos musculares como señal a la tarjeta Arduino, y ésta lo transmite a la tarjeta controladora de servomotores, de esta manera el exoesqueleto replica los movimientos. En las Figuras 4.32, 4.33, 4.34 y 4.35 se puede observar lo descrito anteriormente.



Figura 4. 32 Flexión del codo con el Servomotor Hitec



Figura 4. 33 Abducción y aducción del hombro con el Servomotor Pololu

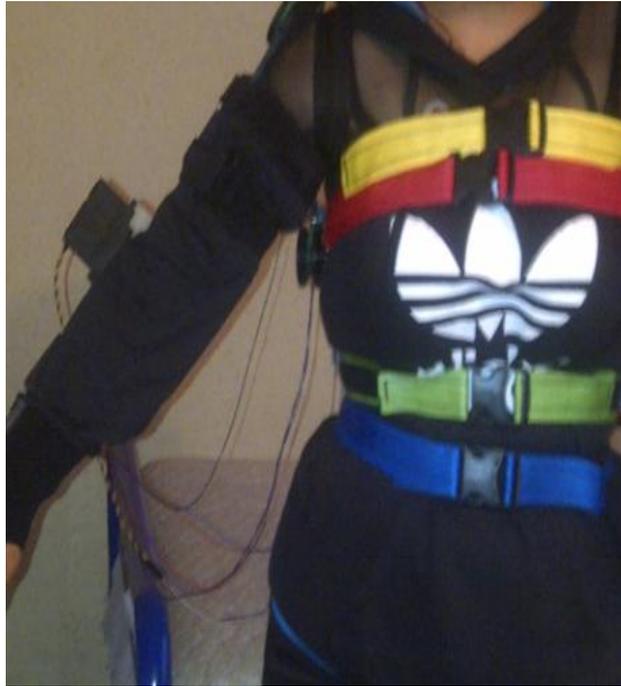


Figura 4. 34 Flexión lateral del hombro con el Servomotor Vigor

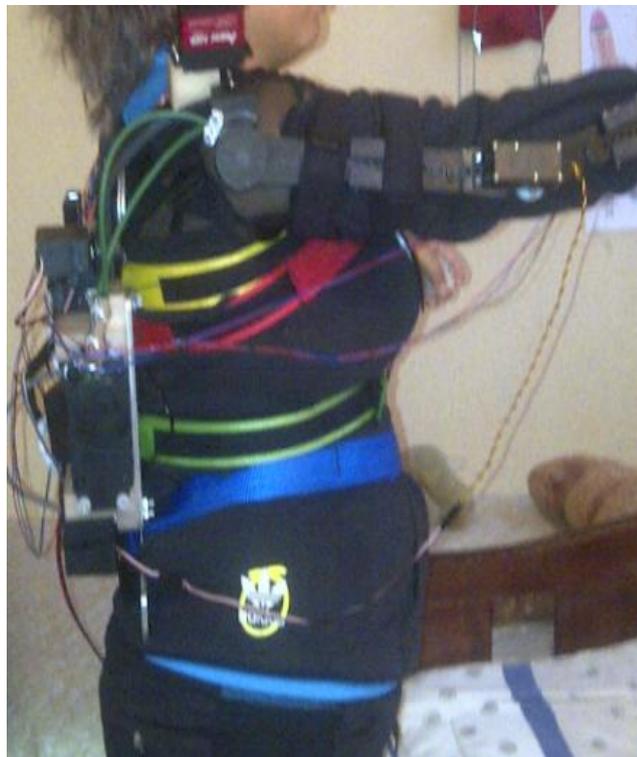


Figura 4. 35 Flexión frontal del hombro con el Servomotor Torxis i600

En las figuras de observa el movimiento en cada posición deseada, para mejor comprensión de las pruebas realizadas se tabulan los resultados en la Tabla 4.7; en la cual se puede verificar el funcionamiento del exoesqueleto desarrollado.

Tabla 4. 7
Pruebas del exoesqueleto con carga

	Número de pruebas	Movimiento		Control	
		<i>Si</i>	<i>No</i>	<i>Si</i>	<i>No</i>
Flexión – extensión de codo	150	61	14	60	15
Extensión lateral del brazo	120	55	5	45	15
Abducción – aducción del brazo	130	53	12	50	15
Extensión frontal del brazo	120	49	11	50	10
TOTAL	520	218	42	205	55

4.4 RESULTADOS

Con la construcción e implementación del exoesqueleto los resultados obtenidos son:

- Se obtuvo una estructura mecánica resistente y ligera capaz de adaptarse a la cinemática del miembro superior del usuario y de esta manera se habilita los 4 movimientos especificados anteriormente.
- Controlar los actuadores de manera que el usuario pueda realizar la tarea deseada de la mejor manera posible.
- En rangos de movimientos de las articulaciones se obtuvo los siguientes resultados:

- o Flexión Lateral y Frontal del brazo: $0^\circ < \alpha < 70^\circ$
- o Abducción del hombro y aducción del hombro: $0^\circ < \alpha < 45^\circ$
- o Flexión-Extensión del codo: $0^\circ < \alpha < 90^\circ$

En la Tabla 4.8 se presenta el número total de las pruebas realizadas con cada movimiento, se puede observar que el exoesqueleto es controlado en la mayoría de ocasiones, cuando éste pierde el control puede ser por las señales que detecta el sensor muscular, ya que es sensible a movimientos involuntarios del ser humano.

Tabla 4. 8
Resumen de pruebas realizadas con exoesqueleto

Movimiento	Si	No	Total
Control			
Si	205	42	247
No	218	55	273
TOTAL	423	97	520

4.4 Validación de la hipótesis.

La hipótesis trazada para el presente proyecto es:

¿El diseño y construcción de un exoesqueleto ayudará a recuperar la movilidad del miembro superior de las personas que han perdido parcialmente esta capacidad?

En donde las variables a tratar son:

En este proyecto se plantean dos variables, la independiente que es el exoesqueleto de extremidad superior, y la variable dependiente que es la movilidad en el miembro superior.

Para validar la hipótesis se toma en cuenta los resultados obtenidos en las pruebas, en donde se pudo apreciar que el exoesqueleto si puede levantar el peso del brazo, y la movilidad del paciente mejora, dándole la fuerza necesaria para mantener la posición deseada, además se realiza la comprobación con el método Chi-Cuadrado.

4.4.1 Método Chi-Cuadrado

En estadística y estadística aplicada se denomina prueba χ^2 (pronunciado como «Ji-cuadrado» y a veces como «Chi-cuadrado»), a cualquier prueba en la que el estadístico utilizado sigue una distribución χ^2 si la hipótesis nula es cierta.

Para poder comprobar la hipótesis establecida en el proyecto se usa la prueba estadística de Chi – Cuadrado, la cual se utiliza para probar las hipótesis relacionadas con la diferencia entre el conjunto de frecuencias observadas en una muestra y el conjunto de frecuencias teóricas y esperadas de la misma muestra. Para esto se usa la Ecuación 4.2

$$X^2 = \sum Fo - Fe^2 / Fe \quad \text{Ecuación 4. 2}$$

En donde:

$X^2 = \text{Chi} - \text{cuadrado}$

$\sum = \text{Sumatoria}$

$Fo = \text{Frecuencia observada de realización de un acontecimiento determinado.}$

$Fe = \text{Frecuencia esperada o teórica}$

Para aplicar esta prueba se requiere:

- Encontrar la diferencia entre cada frecuencia observada y la correspondiente frecuencia esperada.
- Elevar al cuadrado estas diferencias.
- Dividir cada diferencia elevada a cuadrado entre a correspondiente frecuencia esperada.
- Sumar los cocientes restantes.

También se obtiene un margen de error del 5 %, el cual se convierte en un nivel de confianza de 0.05 con el que se buscan los datos en la tabla Chi-cuadrado.

El grado de libertad se obtiene mediante la Ecuación 4.3.

$$G1 = (f - 1)(c - 1)$$

Ecuación 4. 3

Donde:

$G1 = \text{Grado de libertad}$

$f = \text{filas}$

$c = \text{columnas}$

Para obtener el Chi-cuadrado según la tabla se busca el grado de libertad y el nivel de confianza, así se consigue el Chi-cuadrado de la tabla (X^2t) y se compara con el chi-cuadrado calculado (X^2c).

Si (X^2c) es mayor o igual que (X^2t) se acepta la hipótesis y se rechaza la hipótesis nula.

Si (X^2t) es mayor o igual que (X^2c) se rechaza la hipótesis de trabajo y se acepta la hipótesis nula.

En este proyecto se plantean dos variables, la independiente que es el exoesqueleto de extremidad superior, y la variable dependiente que es la movilidad en el miembro superior.

H0: El exoesqueleto no pierde movilidad ni control durante su puesta en marcha.

H1: El exoesqueleto tiene perder control durante su accionamiento.

Con ayuda de la Ecuación 4.2 y de la Tabla 4.8 se realiza la tabla de contingencia (Tabla 4.9) del proyecto para obtener el valor de Chi-cuadrado calculado.

Tabla 4. 9**Tabla de contingencia**

Alternativa	F_o	F_e	$F_o - F_e$	$(F_o - F_e)^2$	$(F_o - F_e)^2 / F_e$
Se mueve y controla	205	200,925	4,075	16,6056	0,082
Se mueve y no controla	218	222,075	-4,075	16,6056	0,074
No se mueve y controla	42	46,075	-4,075	16,6056	0,360
No se mueve y no controla	55	50,925	4,075	16,6056	0,326
					0,842

$$(X^2 c) = 0,842$$

$$G1 = (f - 1)(c - 1)$$

$$G1 = (2-1) (2-1)$$

$$G1 = 1$$

Con los grados de libertad calculados y un nivel significativo de 0,05 se busca en la tabla del Anexo F, que se refiere a la distribución de Chi-cuadrado, obteniendo así un valor de 3,841 para $(X^2 t)$.

El valor calculado es 0,842 y es menor al valor de la tabla que es 3,841; por lo tanto se acepta la hipótesis nula en la cual el exoesqueleto se mueve en las posiciones deseadas sin perder el control del mismo.

4.5 Análisis Técnico- Económico.

Al concluir satisfactoriamente la construcción del exoesqueleto planteado como proyecto, es necesario conocer el valor total invertido, en la Tabla 4.10 se detalla los costos de cada material, tanto para la construcción mecánica como para la parte electrónica y de control. Además del precio de los servomotores utilizados.

Tabla 4. 10**Desglose de gastos del proyecto.**

ÍTEM	CANTIDAD	PRECIO UNIT.	TOTAL
Servomotores	4	(420,75,60,59)	614,00
Baterías de Li-po	3	96,00	288,00
Cargador de baterías de Li-po	2	28,00	56,00
Muscle Sensor V3	4	84,00	336,00
Electrodos de EMG	100	1,00	100,00
Rollos de Plástico ABS y PLA	3	85	255,00
Tarjeta Arduino	1	64,00	64,00
Master Servo Controller	1	50,00	50,00
Baterías recargables 9V + cargador	2	15,00	30,00
Material Electrónico	1	70,00	70,00
Espaldar	1	116,00	116,00
Reguladores de voltaje	3	9,00	27,00
Sujetadores	3	20,00	60,00
Tuercas y Tornillos	1	10,00	10,00
Alarmas de baterías de Lipo	3	9,00	27,00
Impresiones de las piezas	18	10	180,00
Amarras plásticas, rodamientos	1	16,00	16,00
Cajas	3	7,00	21,00
Herramientas de corte	1	21,00	21,00
TOTAL			2341,00

Como se puede observar la construcción del exoesqueleto generó un gasto de 2341,00 valor que es considerablemente aceptable para proyectos de este tipo, en comparación con los realizados en otros países que tienen un costo que sobrepasan los 18 000,00.

CAPÍTULO V

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1 CONCLUSIONES

Para el presente proyecto se diseñó, construyó e implementó un exoesqueleto de 6 GDL para potenciar las capacidades en personas que han perdido la movilidad parcial del miembro superior derecho, de un peso aproximado de 4 Kg.

Para el desarrollo del exoesqueleto es esencial estudiar los músculos del miembro superior con la finalidad de conocer sus grados de libertad, y límites de movilidad es decir en la ergonomía, biomecánica y limitación médica del brazo.

Con la herramienta SolidWorks se desarrolla el diseño mecánico, mientras que con Ansys y Comsol se realiza el análisis de esfuerzos del exoesqueleto y a la vez se determina el material para la construcción del mismo; siendo este el ABS.

Se seleccionó Aluminio como material para la construcción del espaldar debido a que en el país no existe un material tipo polímero en dimensiones que permitieran maquinar dicho espaldar.

El diseño mecánico de la estructura del exoesqueleto es el correcto, debido a que cumple con los requerimientos de ergonomía, transporte, movilidad y peso, que se plantearon en los objetivos y metas a cumplir de este proyecto.

Se obtuvo una estructura resistente y ligera capaz de adaptarse a la cinemática del miembro superior del usuario, y de esta manera se habilita los movimientos especificados en el planteamiento de la tesis.

Para este proyecto se utilizó la tarjeta Arduino y la controladora de servomotores de marca Pololu que, conjuntamente con su código de programación han sido de gran ayuda en la calibración de los movimientos deseados, control del exoesqueleto y cumplimiento de los objetivos planteados.

Los servomotores utilizados poseen buenas características para el desarrollo del proyecto, basta con leer cuidadosamente sus especificaciones puesto que las características que poseen cada uno son muy importantes para generar el código de funcionamiento, además de sus características físicas que permiten el acople de los mismos al exoesqueleto.

Las señales que se obtienen de los músculos son de alta frecuencia casi imperceptible a un osciloscopio electrónico, por lo que se diseña con la ayuda del software Processing un osciloscopio que permita observar la señal obtenida de los músculos, de esta manera se puede analizar la verdadera señal que sirve para el control, de esto se puede concluir que es necesario equipo médico específico para el análisis de las señales del cuerpo humano.

La señal obtenida en cada músculo es de tipo analógico y oscila entre 0 V y 5V dependiendo del paciente y de la fuerza de la señal que envía cada uno al realizar los movimientos.

El rango de control de la señal es de 0.03V a 0.8V, para lograr una mayor sensibilidad además de una mejor velocidad de respuesta del exoesqueleto; este rango puede cambiar en cada paciente y depende de las características físicas del mismo como la masa corporal, que aumenta la resistencia de la piel.

En rangos de movimientos de las articulaciones se obtuvo para flexión lateral y frontal del brazo un rango de $0^\circ < \alpha < 70^\circ$, para abducción del hombro y aducción del hombro un rango de $0^\circ < \alpha < 45^\circ$, y para flexión-extensión del codo un rango de $0^\circ < \alpha < 90^\circ$, datos obtenidos con la ayuda de un médico Fisioterapeuta y la herramienta Goniometro.

Se habilitó 6 grados de movimiento además de 6 grados libertad en cada grado de movimiento, esto se comprueba por los estudios mecánicos y las pruebas realizadas en los apartados 2, 3 y 4.

El paciente que utilice el exoesqueleto debe poseer el miembro superior además, debe enviar señales musculares ya sea por un mínimo movimiento o por la contracción del músculo debido a la intención de mover el miembro.

Al realizar las pruebas generales del exoesqueleto en diferentes personas se pudo observar que su comportamiento es distinto, debido a que las señales obtenidas no son las mismas por que difieren en los rangos de voltaje, por esta razón se debe calibrar los valores para cada individuo.

5.2 RECOMENDACIONES

Antes de colocar los electrodos es importante limpiar la zona de contacto de la piel con los sensores, a continuación es recomendable aplicar un gel conductor, para de esta manera poder obtener mejores resultados en la adquisición de señales.

Antes de iniciar con la construcción del exoesqueleto, se debe estudiar cuidadosamente los resultados obtenidos en el análisis realizado en Ansys, para evitar que el equipo falle debido a problemas en la mecánica del mismo, e incluso realizar las pruebas físicas del material con el fin de salvaguardar la seguridad del paciente.

En la construcción del exoesqueleto, se debe considerar un material resistente, duradero y sobretodo liviano, es por esto que para la fabricación del espaldar se recomienda reemplazar el aluminio por un material similar al ABS.

Al fabricar los accesorios para sujetar los servomotores se sugiere que éstos sean de metal, puesto que al ser de plástico los engranes se desgastan con mayor facilidad y esto genera problemas con la transmisión de movimiento.

Se recomienda mejorar el diseño de las articulaciones con el fin de aumentar el rango de movimiento de las articulaciones habilitadas.

Se recomienda analizar las señales musculares de cada usuario para el exoesqueleto, ya que si éstas son muy débiles requieren ser amplificadas a la necesidad de cada individuo o a su vez ser reemplazadas por señales de intención de otro músculo.

En el momento de programar los movimientos, es aconsejable realizarlo uno por uno, y así ir incorporándolos para evitar ciertos tipos de interferencia, ya que los sensores detectan la mínima señal enviada por el usuario.

Al finalizar con el proyecto se observa que el equipo presenta ciertas interferencias y retardo en la respuesta de los servomotores, por lo que se recomienda el uso de otros sensores musculares como la pulsera llamada Myo que se desarrolló el año pasado y está por salir a la venta, así se evitaría el uso de electrodos alambrados y desechables ya que presentan inconvenientes una vez que la persona los usa por mucho tiempo.

Se recomienda utilizar instrumentación específica de análisis biomédico y además generar trayectorias dentro del espacio de trabajo para analizar el comportamiento del exoesqueleto, procurando mejorar el estilo de vida de las personas además de la versión del exoesqueleto desarrollado.

Se recomienda además el estudio de redes neuronales para la detección anticipada del movimiento y de esta manera mejorar el control y la respuesta del exoesqueleto.

Es recomendable que el usuario reciba rehabilitación en su brazo, antes de usar el exoesqueleto, ya que requiere un entrenamiento general de como enviar los pulsos desde sus músculos hacia la placa de adquisición de señales, mismos que sirven para el control del exoesqueleto.

BIBLIOGRAFÍA

- Gary, K.. (2004), Kinesiología Electromiográfica, Métodos de Investigación en Biomecánica. DGE.
- Hernández, S.(2007).Tesis de maestría Ingeniería Mecatrónica.“Diseño de un Sistemas Emulando el Movimiento Articulado de una mano, brazo y antebrazo.”. México: CENIDET.
- En P. D. Dr. Donoso Garrido. (1997), Kinesiología Básica y Kinesiología Aplicada. Quito: EDIMEC.
- Nigg B.M. (1999), Biomechanics of the Muscle - Skeletal system (pág. 349). Wiley.
- Sira. (2009).El robot traje HAL se comercializa en Japón. Recuperado el 02 de octubre de 2013, de <http://www.tecnologiablog.com/post/406/el-robot-traje-hal-ya-se-comercializa>
- Arevalo, F. (mayo de 2010). Análisis de Electromiograma. Recuperado el 01 de agosto de 2013, de <http://www.monografias.com/trabajos82/analisis-electromiograma/analisis-electromiograma2.shtml>
- Alejo, C. (2010).Ergonomía.Recuperado el 02 de agosto de 2013, de <https://ergonomia2010.wordpress.com/>
- Hernández, M. (19 de mayo de 2011). El hombro. Recuperado el 15 de septiembre de 2013, de <http://www.slideshare.net/mayerlis/el-hombro>
- Fernández, A. (abril de 2011). Goniometría Buenas Tareas. Recuperado el 20 de septiembre de 2013, de <http://www.buenastareas.com/ensayos/Goniometria/2030340.html>
- Capa, G. (27 de agosto de 2011).Músculos Antebrazo. Recuperado el 12 de septiembre de 2013, de <http://www.slideshare.net/opazomed/musculos-antebrazo>
- Carrasco, F. (06 de diciembre de 2011). Músculos del miembro superior. Recuperado el 10 de agosto de 2013, de <http://www.slideshare.net/333333333/musculos-del-miembro-superior-10489289>
- López,A. (febrero de 2012).Acerca del sistema muscular. Recuperado el 20 de 07 de 2013, de <http://elsistemamuscular.blogspot.com/2012/02/musculos-del-brazo.html>
- Pololu Corporation. (20 de octubre de 2014). Guía de usuario Pololu. Obtenido de <https://www.pololu.com/file/0J510/PololuMaestroGuiaDeUsuario.pdf>
- Jesús, C. (27 de mayo de 2009). Músculos brazo. Recuperado el 14 de septiembre de 2013, de <http://www.slideshare.net/jesuscardenasr/musculos-brazo>

- Matt. (08 de julio de 2013). Arduino y el Pololu Micro Maestro de 6 canales Servo Controller. Recuperado el 10 de octubre de 2014, de <http://www.quantumphysguy.com/?s=pololu+y+arduino>
- Nigg, H. (1999), Biomechanics of the Muscle - Skeletal system (pág. 349). Wiley.
- Noraxon, K. (2005). The ABC of EMG..
- Parra, M. (07 de Noviembre de 2010). Exoesqueletos. Recuperado el 21 de septiembre de 2013, de <http://es.scribd.com/doc/41351125/Exoesqueletos>
- Ponds, J.(2008). Biomechatronic Exoeskeleton . Wearable Robots . Wiley & sons Ltd.

ANEXOS

ANEXO A: Planos mecánicos

ANEXO B: Cálculo del Factor de Seguridad

ANEXO C: Programa en Matlab para cálculo de FDS

ANEXO D: Código de Programación Arduino

ANEXO E: Código del osciloscopio en Processing

ANEXO F: Tabla de Distribución de Chi-Cuadrado

ANEXO G: Artículo Científico

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS – ESPE
DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

CERTIFICACIÓN

Se certifica que el presente trabajo fue desarrollado por las Señoritas Mariela Anabel Molina Mena y Johana Jazmina Sancho Culcay, bajo mi supervisión.

Ing. MARCO SINGAÑA
DIRECTOR

Ing. FÉLIX MANJARRÉS
CODIRECTOR

Ing. VICENTE HALLO
DIRECTOR DE CARRERA

Dr. FREDDY JARAMILLO
SECRETARIO ACADÉMICO