



UNIVERSIDAD DE FUERZAS ARMADAS - ESPE

DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

**TRABAJO DE TITULACIÓN PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE
INGENIERO MECATRÓNICO**

**TEMA: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO EXOESQUELETO DE
3GDL PARA REPRODUCIR EL MOVIMIENTO DEL BRAZO EN PERSONAS CON
PROBLEMAS DE FUERZA**

AUTORES: GUAMBO JARAMILLO DANIEL ESTANISLAO

SIMBAÑA CRIOLLO MIGUEL ANDRÉS

DIRECTOR: ING. ARCENTALES VITERI, ANDRÉS RICARDO PhD.

SANGOLQUÍ

2018



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

CERTIFICACIÓN

Certifico que el trabajo de titulación, “DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO EXOESQUELETO DE 3GDL PARA REPRODUCIR EL MOVIMIENTO DEL BRAZO EN PERSONAS CON PROBLEMAS DE FUERZA” realizado por los señores GUAMBO JARAMILLO DANIEL ESTANISLAO y SIMBAÑA CRIOLLO MIGUEL ANDRÉS, ha sido revisado en su totalidad y analizado por el software anti-plagio, el mismo cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, por lo tanto me permito acreditarlo y autorizar a los señores GUAMBO JARAMILLO DANIEL ESTANISLAO y SIMBAÑA CRIOLLO MIGUEL ANDRÉS para que lo sustente públicamente.

Sangolquí, agosto del 2018

Dr. Andrés Arcentales

DIRECTOR



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

Nosotros, *GUAMBO JARAMILLO DANIEL ESTANISLAO*, con cédula de identidad N° 1600468431 y *SIMBAÑA CRIOLLO MIGUEL ANDRÉS*, con cédula de identidad N°1722417936 declaramos que este trabajo de titulación "*DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO EXOESQUELETO DE 3GDL PARA REPRODUCIR EL MOVIMIENTO DEL BRAZO EN PERSONAS CON PROBLEMAS DE FUERZA*" ha sido desarrollado considerando los métodos de investigación existentes, así como también se ha respetado los derechos intelectuales de terceros considerándose en las citas bibliográficas.

Consecuentemente declaro que este trabajo es de mi autoría, en virtud de ello me declaro responsable del contenido, veracidad y alcance de la investigación mencionada.

Sangolquí, agosto del 2018

Guambo Jaramillo Daniel Estanislao

C.C 1600468431

Simbaña Criollo Miguel Andrés

C.C 1722417936



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

AUTORIZACIÓN

Nosotros, **GUAMBO JARAMILLO DANIEL ESTANISLAO** y **SIMBAÑA CRIOLLO MIGUEL ANDRÉS**, autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar en la biblioteca Virtual de la institución el presente trabajo de titulación ***“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO EXOESQUELETO DE 3GDL PARA REPRODUCIR EL MOVIMIENTO DEL BRAZO EN PERSONAS CON PROBLEMAS DE FUERZA”*** cuyo contenido, ideas y criterios son de nuestra autoría y responsabilidad.

Sangolquí, agosto del 2018



Guambo Jaramillo Daniel Estanislao

C.C 1600468431



Simbaña Criollo Miguel Andrés

C.C 1722417936

DEDICATORIA

Dedicado a mi familia, en especial a mi padre German Guambo y mi madre Ruth Jaramillo por ser mi eje primordial en toda mi vida tanto en el curso de mi carrera como en mi superación personal. A los ingenieros de la carrera que me dieron todo el apoyo con consejos y sugerencias para la elaboración del proyecto. A mis amigos que confío, quienes con su apoyo incondicional, se cumplió la meta planteada desde un inicio y sé que de aquí en adelante tendré su apoyo. A mi compañero de tesis y amigo Andrés Simbaña por su paciencia y todo su apoyo.

Daniel Estanislao Guambo Jaramillo

DEDICATORIA

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

A mi padre Fabián, por siempre ser un ejemplo de perseverancia y profesionalismo en todas las actividades en las que se ha desenvuelto durante el transcurso de su vida. Con su ejemplo siempre mostrando que las cosas que se debe tener presente en la vida es Dios y la Familia.

A mi madre Mariana, por siempre estar presente en mis fracasos y logros, enseñándome principios que me ayudaron a ser una persona que aporte a la sociedad. Siempre dando cariño y un amor incondicional a pesar de los problemas que hemos tenido que enfrentar.

A mis hermanas Patricia y Marisela, las que siempre han sido una pieza fundamental para nuestra familia y para mí, siempre dispuestas a dar la vida por sus hermanos dando así un ejemplo de vida y de superación personal, espiritual y emocional.

A mis hermanos David y Juan, por siempre apoyar mis decisiones y estar ahí cuando más los he necesitado.

A mis amigos por siempre ayudarme a ser mejor y enseñarme que la vida no es solo mente sino también sentimientos.

Miguel Andrés Simbaña Criollo

AGRADECIMIENTOS

Por el apoyo moral y emocional, agradezco a las personas más importantes en mi vida, nuestros padres, hermanos y amigos.

A las personas que hicieron realidad la parte de un sueño que está por cumplirse, que con su empeño y ayuda nos permitieron realizar un proyecto que permitirá un avance en la tecnología ecuatoriana.

ÍNDICE DE CONTENIDO

DEDICATORIA	iv
DEDICATORIA	v
AGRADECIMIENTOS	vi
ÍNDICE DE CONTENIDO	vii
ÍNDICE DE TABLAS	xi
ÍNDICE DE FIGURAS	xiv
RESUMEN	xix
ABSTRACT	xx
 CAPÍTULO I	
GENERALIDADES	
1.1 Antecedentes	1
1.2 Justificación e importancia	5
1.3 Área de influencia	6
1.4 Alcance del proyecto	7
1.5 OBJETIVOS.....	11
1.5.1 Objetivo general	11
1.5.2 Objetivos específicos	11
 CAPÍTULO II	
MARCO TEÓRICO	
2.1. Miología de las extremidades superiores	12
2.2. Biomecánica de las extremidades superiores	15
2.2.1. Articulaciones del miembro superior y sus movimientos	15
2.2.1.1. Articulaciones del hombro	16
2.2.1.2. Articulación del codo	18
2.2.1.3. Articulación de la muñeca.....	20
2.2.1.4. Articulación de la mano	21

2.3. Señales mioeléctricas	24
2.3.1. Electromiografía.....	25
2.3.2. Aplicaciones de la electromiografía.....	27
2.4. Partes constitutivas de un exoesqueleto	28
2.4.1. Introducción	28
2.4.2. Estructura mecánica	29
2.4.3. Fuentes de alimentación.....	30
2.4.4. Sistemas de control	30
2.4.5. Actuadores.....	31
2.4.6. Clasificación de los exoesqueletos.....	35
2.5. Exoesqueletos controlados por señales mioeléctricas	39

CAPÍTULO III

DISEÑO MECÁNICO Y CONSTRUCCIÓN

3.1. Planificación QFD.....	40
3.1.1. Necesidades del usuario	41
3.1.2. Características técnicas	41
3.1.3. Matriz QFD	41
3.1.4. Resultados de la matriz QFD.	42
3.2. Factibilidad y planeación	43
3.3. Módulo 1: Estructura.....	43
3.3.1. Subsistema 1: Eslabones y muñeca.....	43
3.3.2. Subsistema 2: Actuador.....	49
3.3.3. Diseño de detalle.	54
3.3.3.1. Diseño de elementos de la Estructura	54
3.3.3.2. Diseño del sistema de engranes-movimientos de pronación y supinación.	71
3.4. Módulo 2: Efector final	83
3.4.1. Subsistema 1: Transmisión de potencia	83

3.4.2. Subsistema1: Actuador.....	87
3.4.3. Diseño de detalle.....	98
3.5. Análisis estático y dinámico de la estructura	112
3.5.1. Análisis estático	112
3.5.2. Análisis dinámico.....	127
3.6. Construcción e Implementación.....	130
3.6.1. Moldes de las piezas-Impresión 3D	131
3.6.2. Fundición.....	132
3.6.3. Maquinado y acabado de las piezas	134
3.6.4. Implementación Final.....	150

CAPÍTULO IV

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE HARDWARE Y SOFTWARE PARA EL CONTROL DEL EXOESQUELETO

4.1. Introducción.....	153
4.2. Diseño del hardware para la adquisición de señales EMG	154
4.2.1. Electrodo.....	155
4.2.2. Etapa de preamplificación.....	158
4.2.3. Circuito de protección	159
4.2.4. Etapa de filtrado	161
4.2.5. Etapa de amplificación	163
4.2.6. Circuito de Offset.....	164
4.2.7. Implementación del hardware para la adquisición de señales EMG.....	167
4.3. Procesamiento de las señales EMG.....	168
4.3.1. Adquisición de la señal	169
4.3.2. Filtrado Digital	170
4.3.3. Cálculo del valor RMS.....	171
4.4. Procesamiento de las señales IMU	173

4.5. Caracterización de las señales EMG e IMU para la activación de los actuadores.....	175
4.5.1. Activación de los actuadores.....	182
4.6. Integración del sistema mecatrónico.....	184
4.6.1. Integración del sistema electrónico en un dispositivo.....	184
4.6.2. Integración del dispositivo electrónico en el exoesqueleto.....	186

CAPÍTULO V

PRUEBAS Y RESULTADOS

5.1. Introducción.....	189
5.2. Protocolo de pruebas.....	190
5.2.1. Preparación previa a las pruebas.....	190
5.2.2. Calibración de la amplitud para las señales EMG.....	192
5.2.3. Posicionamiento angular de los actuadores.....	194
5.2.4. Orientación del sensor inercial.....	197
5.3. Evaluación del exoesqueleto.....	200
5.3.1. Estructura mecánica.....	200
5.3.2. Exoesqueleto manipulado de manera externa.....	203
5.3.3. Exoesqueleto manipulado de manera acoplada sin peso.....	206
5.3.4. Exoesqueleto manipulado de manera acoplada con peso.....	207

CAPÍTULO VI

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

6.1. Sistema Mecánico del Exoesqueleto.....	213
6.2. Sistema electrónico del Exoesqueleto.....	216
6.3. Sistema mecatrónico del exoesqueleto.....	219

BIBLIOGRAFÍA.....	221
--------------------------	------------

ANEXOS.....	221
--------------------	------------

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 <i>Necesidades de Usuario</i>	41
Tabla 2 <i>Características técnicas</i>	41
Tabla 3 <i>Resultados de la matriz QFD</i>	42
Tabla 4 <i>Módulos del prototipo</i>	43
Tabla 5 <i>Ventajas y Desventajas del ABS</i>	44
Tabla 6 <i>Ventajas y Desventajas de Acero Inoxidable</i>	44
Tabla 7 <i>Ventajas y Desventajas del Aluminio</i>	44
Tabla 8 <i>Ponderación de las características de los materiales</i>	48
Tabla 9 <i>Ventajas y Desventajas-Servomotores</i>	49
Tabla 10 <i>Ventajas y Desventajas-Motor a pasos</i>	50
Tabla 11 <i>Ponderaciones para el tipo de actuador para el efector final</i>	53
Tabla 12 <i>Medidas del brazo de la persona de prueba</i>	55
Tabla 13 <i>Masa de los segmentos que constituyen el miembro superior</i>	56
Tabla 14 <i>Masa de la estructura del exoesqueleto</i>	57
Tabla 15 <i>Màximos torques que ejerce el brazo</i>	62
Tabla 16 <i>Factores Km de distribución de carga</i>	74
Tabla 17 <i>Aplicación de Factores Ka</i>	76
Tabla 18 <i>Factor geométrico J para flexión para ángulo de 20</i>	76
Tabla 19 <i>Características del piñón encontrado</i>	77
Tabla 20 <i>Características del engrane encontrado</i>	82
Tabla 21 <i>Ventajas y Desventajas del ABS</i>	84
Tabla 22 <i>Ventajas y Desventajas del Aluminio</i>	84
Tabla 23 <i>Ventajas y desventajas del efector final con tornillo sin fin</i>	85
Tabla 24 <i>Ventajas y desventajas del efector final con cables</i>	86
Tabla 25 <i>Ventajas y desventajas de gripper accionado por engranajes</i>	87
Tabla 26 <i>Ventajas y Desventajas-Servomotores</i>	88
Tabla 27 <i>Ventajas y Desventajas-Motor a pasos</i>	88
Tabla 28 <i>Ponderaciones del tipo de material</i>	91
Tabla 29 <i>Ponderaciones para el tipo de efector final</i>	94

Tabla 30 <i>Ponderaciones para el tipo de actuador para el efector final.</i>	97
Tabla 31 <i>Características de lo engranes</i>	110
Tabla 32 <i>Peso total de todos los elementos.</i>	112
Tabla 33 <i>Características del análisis estático de la estructura total del exoesqueleto.</i>	116
Tabla 34 <i>Total masa de segmentos del exoesqueleto.</i>	117
Tabla 35 <i>Total masa corporal de segmentos del miembro superior.</i>	117
Tabla 36 <i>Características del análisis estático de la sección hombro.</i>	120
Tabla 37 <i>Características del análisis estático del eslabón brazo.</i>	121
Tabla 38 <i>Características del análisis estático del eslabón antebrazo.</i>	122
Tabla 39 <i>Características del análisis estático del soporte muñeca.</i>	123
Tabla 40 <i>Características del análisis estático de la sección de agarre.</i>	124
Tabla 41 <i>Características del análisis estático del soporte servomotor del brazo.</i>	125
Tabla 42 <i>Características del análisis estático del soporte servomotor de la muñeca.</i>	126
Tabla 43 <i>Análisis de movimiento y respuesta del exoesqueleto.</i>	127
Tabla 44 <i>Tiempo y cantidad de material por pieza.</i>	131
Tabla 45 <i>Piezas de aluminio a mecanizar.</i>	135
Tabla 46 <i>Hoja de procesos del Espaldar del exoesqueleto.</i>	136
Tabla 47 <i>Hoja de procesos del Eslabón principal del hombro.</i>	138
Tabla 48 <i>Hoja de procesos del Segundo eslabón del Hombro.</i>	139
Tabla 49 <i>Hoja de procesos del Tercer Eslabón del hombro.</i>	139
Tabla 50 <i>Hoja de procesos del Eslabón del Brazo.</i>	140
Tabla 51 <i>Hoja de procesos de los sujetadores del brazo.</i>	142
Tabla 52 <i>Hoja de procesos del Eslabón del antebrazo.</i>	143
Tabla 53 <i>Hoja de procesos de la sección de la muñeca.</i>	144
Tabla 54 <i>Hoja de procesos del mecanismo interno de la muñeca.</i>	145
Tabla 55 <i>Parámetros de diseño.</i>	171
Tabla 56 <i>Tabla de verdad para el control del movimiento del exoesqueleto en el rango de....</i> <i>-45° a +90°.</i>	176
Tabla 57 <i>Tabla de verdad para el control del movimiento del exoesqueleto en el rango de....</i> <i>-45° a -90°.</i>	178
Tabla 58 <i>Prueba de optimización para el control de velocidad.</i>	195
Tabla 59 <i>Prueba de orientación Relativa.</i>	198

Tabla 60 <i>Prueba de orientación Absoluta</i>	198
Tabla 61 <i>Análisis de tensiones</i>	201
Tabla 62 <i>Ensayo de tensión</i>	203
Tabla 63 <i>Pruebas de posición de los eslabones</i>	204
Tabla 64 <i>Pruebas de movimiento del exoesqueleto</i>	207
Tabla 65 <i>Pruebas con un 25% del peso simulado</i>	208
Tabla 66 <i>Pruebas con un 50% del peso simulado</i>	210
Tabla 67 <i>Pruebas con un 100% del peso simulado</i>	212

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 Titan Arm.....	2
Figura 2 Cuchara "smart".....	3
Figura 3 "Lokomat" robot existente en el Ecuador utilizado para la rehabilitación.	4
Figura 4 "Exoesqueleto" prototipo diseñado para personas con distrofia muscular.	4
Figura 5 Secciones de la extremidad superior.....	13
Figura 6 a) Músculos de las extremidades superiores, b) músculos estudiados	14
Figura 7 Planos del cuerpo humano	15
Figura 8 Movimiento de Flexión Extensión.....	16
Figura 9 Movimiento de Aducción.	17
Figura 10 Movimiento de Abducción	17
Figura 11 Rotación interna del hombro.	18
Figura 12 Movimiento de rotación externa del hombro.....	18
Figura 13 Movimientos de flexión y extensión.....	19
Figura 14 Movimientos de supinación y pronación.....	20
Figura 15 Movimiento de Flexión Extensión de la muñeca.	21
Figura 16 Movimiento de desviación de la muñeca.....	21
Figura 17 Movimiento de flexión y extensión	22
Figura 18 Movimiento de la Mano.....	22
Figura 19 Movimiento de la Mano.....	23
Figura 20 Movimiento de Abducción y Aducción.....	23
Figura 21 Union neuromuscular.....	24
Figura 22 Generación de las señales EMG	26
Figura 23 Tipos de electrodos, a) invasivos, b) no invasivos	26
Figura 24 Colocación de electrodos según SENAIM	27
Figura 25 Exoesqueletos diseñados para potenciar la fuerza del usuario	29
Figura 26 Estructura mecánica.....	30
Figura 27 Actuadores Neumáticos, a) Cilindros Neumáticos, b) Motores Neumáticos	32
Figura 28 Actuadores Hidráulicos, a) Cilindros Hidráulicos, b) Motores Hidráulicos	33
Figura 29 Servomotor	34

Figura 30 Motores a pasos, a) Unipolares, b) Bipolares	34
Figura 31 Composición general de un servomotor.	35
Figura 32 a) Exoesqueleto ARMin, b) Exoesqueleto ChARMin.....	36
Figura 33 a) Exoesqueleto HULC, b) exoesqueleto MAXFAS.....	37
Figura 34 Exoesqueleto WOTAS.....	38
Figura 35 Power Assisted Grasp Orthosis	38
Figura 36 Carlitos robot humanoide.	39
Figura 37 Exoesqueletos controlados por señales electromiográficas	39
Figura 38 Matriz QFD.....	42
Figura 39 Ubicación de los actuadores y momentos.....	59
Figura 40 Distancia entre segmentos primer momento.....	59
Figura 41 Distancia entre segmentos segundo momento.....	60
Figura 42 Movimiento rotatorio del juego de engranes.....	61
Figura 43 Soporte del espaldar del exoesqueleto.....	63
Figura 44 Soporte de los eslabones de la sección brazo	65
Figura 45 Eslabón del brazo del exoesqueleto.....	67
Figura 46 Diagrama de momentos del eslabón brazo	68
Figura 47 Eslabón del antebrazo del exoesqueleto	70
Figura 48 Diagrama de momentos del eslabón antebrazo	70
Figura 49 Tren de engranes para mecanismo de giro de la muñeca	71
Figura 50 Diseño del engrane de manera geométrica	82
Figura 51 Datos para el diseño de uno de los dientes.....	83
Figura 52 Sistema de Engranaje final Piñon-Engrane	83
Figura 53 Diseño previo del efector final con tornillo sin fin.....	85
Figura 54 Diseño previo del efector final con cables.....	86
Figura 55 Dedos índice y medio del gripper	98
Figura 56 Dedos pulgar del gripper.	98
Figura 57 Longitud de las pinzas linealmente.....	99
Figura 58 Medidas geometricas del gripper en general.	100
Figura 59 Visión general del movimiento del gripper	100
Figura 60 Esquema geométrico de las pinzas del gripper.....	101
Figura 61 Esquema de datos calculados para el diseño	102

Figura 62 Guía de apoyo para el movimiento de las pinzas.....	103
Figura 63 Esquema de medidas. Ángulo de apertura de las pinzas.....	103
Figura 64 Esquema que detalla las fuerzas ejercidas al sujetar el objeto.....	104
Figura 65 Diagrama de fuerzas y momentos en las pinzas	106
Figura 66 Relación de engranes establecido para el movimiento de las pinzas.....	110
Figura 67 Esquema de fuerzas en engranajes rectos	111
Figura 68 Procedimiento: a)Fijación espaldar b) Centro de gravedad.....	113
Figura 69 Tensión Von Moises	114
Figura 70 Deformación máxima detallada.....	115
Figura 71 Deformación maxima y mínima del exoesqueleto	115
Figura 72 Factor de seguridad.....	116
Figura 73 Mallado Sección hombro.....	118
Figura 74 Tensiones de la sección hombro	118
Figura 75 Desplazamiento de sección hombro	119
Figura 76 Deformaciones de la sección hombro.....	119
Figura 77 Gráfica de factor de seguridad de la sección hombro.....	119
Figura 78 Diagrama del proceso para la construcción de piezas	131
Figura 79 Diagrama de procedimiento realizado para la fundición.....	133
Figura 80 Esquema del molde listo para la fundición.....	133
Figura 81 Cambio de estados del aluminio en el crisol.	134
Figura 82 Diagrama del proceso de maquinado.....	135
Figura 83 Cabezal universal divisor para engranes rectos.....	147
Figura 84 Módulos de discos disponibles	148
Figura 85 Movimiento de tijera en el disco divisor	149
Figura 86 Torneado interno del engrane.	150
Figura 87 Máquina de engrane con el cabezal universal.	150
Figura 88 Diagrama para implementar el exoesqueleto.....	151
Figura 89 Sección del hombro totalmente implementada.....	151
Figura 90 Sección del hombro-brazo totalmente implementada.....	152
Figura 91 Soporte servomotor implementado.....	152
Figura 92 Implementación final brazo-antebrazo.	152
Figura 92 Diagrama de bloques de la adquisición de señales EMG.....	155

Figura 93 Electrodo de acero inoxidable fabricados, a) Vista superior,b) vista inferior.....	
y c) vista lateral.	156
Figura 94 Posicionamiento de los electrodos.....	157
Figura 95 Circuito-Etapa de preamplificación.....	159
Figura 96 Circuito de protección con modificaciones para EMG.....	160
Figura 97 Diagrama circuito integrador.....	160
Figura 98 Diagrama circuito no inversor-Etapa de pre amplificación.....	161
Figura 99 Diagrama esquemático del filtro pasa bandas 20-500Hz	163
Figura 100 Diagrama amplificador final en configuración no inversora.....	164
Figura 101 Esquemático de hardware para adquisición de señales EMG con su etapa de... offset	166
Figura 102 Hardware implementado para la adquisición de un canal de señal EMG.	167
Figura 103 Etapa inicial del software desarrollado en simulink.....	168
Figura 104 Adquisición de la señal EMG por el módulo ADC.....	169
Figura 105 Señal EMG adquirida por el módulo ADC.....	170
Figura 106 Respuesta en magnitud del filtro pasa-bandas.....	171
Figura 107 Función RMS para rectificar la señal.	172
Figura 108 Respuesta de la señal EMG y RMS	172
Figura 109 Filtro de doble pasada.....	173
Figura 110 Respuesta del software de las señales EMG.....	173
Figura 111 Filtro pasa bajas de doble pasada.....	174
Figura 112 Respuesta de la señal del sensor inercial.	174
Figura 113 Respuesta de la señal STD, a) STD del eje PITCH, b) STD del eje Roll,..... c) STD del eje Yaw.	175
Figura 114 Bloque de detección.....	180
Figura 115 Bloque de comparación	180
Figura 116 Bloque de comparación para la desviación estándar.	180
Figura 117 Comparación de señales IMU y EMG.....	181
Figura 118 Bloque de comparación y activación de los actuadores.	182
Figura 119 Gráfica Ciclo de Trabajo Vs Ángulo de posición.....	183
Figura 120 Ecuación de transformación	184

Figura 121 a) Placa madre diseñada, b) conexión de los elementos electrónicos,.....	..
c) dispositivo portable.....	185
Figura 122 Posicionamiento del dispositivo electrónico.	186
Figura 123 Implementación de los actuadores en el exoesqueleto	187
Figura 124 Implementación de los actuadores; a) dos grados de libertad, b) ultimo grado....	
de libertad.....	187
Figura 125 Manipulación del exoesqueleto, a) manipulación acoplada al usuario y.....	..
b) manipulación externa.....	188
Figura 126 Ubicación de los electrodos en los músculos usados.....	191
Figura 127 Posición del sensor inercial	191
Figura 128 Respuesta de la señal EMG y RMS	194
Figura 129 Calibración angular a) sumador con valor 1, b) sumador con valor 0,5	
y..... c) sumador con valor 0,1.....	195
Figura 130 Pruebas de velocidad, a) sumador de valor 1, b) sumador de valor 0,5 y.....	
c) sumador de valor 0,1.....	196
Figura 131 Resultados de las pruebas del eje Roll, a) Relativas, b) Absolutas	200
Figura 132 Simulación de tensión.....	201
Figura 133 Ensayo en una probeta de aluminio	202
Figura 134 Resultado de la posición del brazo en el eje Pitch.....	204
Figura 135 Resultado de la posición del exoesqueleto en el eje Pitch.....	205
Figura 136 Resultado de la posición del brazo en el eje Roll.	205
Figura 137 Resultado de la posición del exoesqueleto en el eje Roll.	205
Figura 138 Resultado de la posición del brazo en el eje Yaw.	206
Figura 139 Resultado de la posición del exoesqueleto en el eje Yaw.	206
Figura 140 Prueba con un peso de 125gr	208
Figura 141 Movimientos del brazo derecho a) extensión, b) flexión y c) pronación	209
Figura 142 Prueba con un peso de 250gr.	210
Figura 143 Movimientos con un peso de 250g a) extensión, b) flexión y c) pronación	211
Figura 144 Prueba con un peso de 500g.	211
Figura 145 Movimientos con un peso de 500g a) extensión, b) flexión y c) pronación.....	212

RESUMEN

La biomecánica se encarga de estudiar los movimientos del cuerpo humano y las fuerzas que actúan sobre el mismo. Además, la miología estudia los músculos que intervienen al mover el cuerpo humano. La biomecánica y la miología analizan la respuesta que tiene el organismo vivo cuando el cuerpo humano realiza una actividad, como por ejemplo levantar el brazo o caminar de un lado a otro. El presente proyecto de investigación tiene por objetivo diseñar e implementar un prototipo de exoesqueleto que permita seguir y potenciar los movimientos de flexión, extensión, pronación, supinación del antebrazo y flexión, extensión del pulgar. El desarrollo de esta investigación contempla: el diseño e implementación del hardware para la adquisición de las señales eléctricas producidas por los músculos que intervienen en los movimientos del brazo anteriormente mencionados. Adicional, se realizará la adquisición de ángulos absolutos de un sensor inercial (IMU) ubicados en el brazo, los cuales permiten la detección de los movimientos del usuario y la activación de los actuadores del exoesqueleto. Para validar el correcto funcionamiento del sistema se realizaron pruebas del prototipo en dos condiciones, de manera externa al usuario para ver la respuesta y calibrar el sistema y de manera acoplada para ver el desempeño de todo el exoesqueleto.

PALABRAS CLAVES:

- **BIOMECÁNICA**
- **MIOLOGÍA**
- **EMG**
- **IMU**

ABSTRACT

The biomechanics is in charge of studying the movements of the human body and the strength which acts on itself. Besides, the myology studies the muscles which intervene while moving the human body. The biomechanics and the myology analyze the answer which has the living organism when the human body carries out an activity such as lifting the arm or walking from one side to another. The research project objective is to design and implement a prototype of exoskeleton which lets follow and maximize the movements of flexion, extension, pronation, supination of the forearm and flexion, extension of the thumb. The development of the research contemplates: the design and the implementation of the hardware for the acquisition of the muscle contractions of three muscles which intervene in the movements of the flexion, extension, pronation, supination of the forearm and flexion, extension of the thumb through the electromyography signals. Additionally, it will be purchased of absolute angles for an inertial sensor (IMU) located in the arm, which let the detection of the movements of the user and the activation of the exoskeleton actuators. In order to validate the right functioning of these systems some tests of the prototype were carried out under 2 conditions the first one was done in an external way to notice the result and calibrate the system, and the second one was joined up to see the development of all the exoskeleton.

KEY WORDS:

- **BIOMECHANICS**
- **MYOLOGY**
- **EMG**
- **IMU**

CAPÍTULO I

GENERALIDADES

1.1 Antecedentes

La inclusión de exoesqueletos robóticos ha ganado mucho terreno en los últimos años, dadas las ventajas y beneficios que ofrece a las personas que sufren algún tipo de deficiencia o enfermedad. Los exoesqueletos robóticos aportan sustanciales avances en la movilidad en articulaciones que han sufrido lesiones o necesarios para potenciar a la persona (CYBERDYNE, 2018).

A continuación se citan ejemplos del desarrollo de exoesqueletos que han mejorado la calidad de vida de personas con problemas de fuerza a nivel internacional (CYBERDYNE, 2018).

El Esqueleto Asistencial Híbrido (también conocido como HAL) es un traje exoesqueleto desarrollado por la Universidad japonesa de Tsukuba y la empresa robótica CYBERDYNE . Ha sido diseñado para apoyar y ampliar las capacidades físicas de sus usuarios, en particular las personas con discapacidades físicas. Hay dos versiones principales del sistema: HAL 3, que sólo proporciona la función de la pierna, y HAL 5, que es un exoesqueleto de todo el cuerpo, de los brazos, las piernas y el torso (CYBERDYNE, 2018).

En el año 2011, y la Universidad de Tsukuba CYBERDYNE anunciaron conjuntamente que los ensayos hospitalarios del traje HAL completo comenzarían en 2012, con la continuación de las pruebas hasta el 2014 o 2015. En octubre de 2012, los trajes de HAL estaban en uso por 130 instituciones médicas diferentes a lo largo de Japón. En febrero

de 2013, el sistema HAL se convirtió en el primer exoesqueleto en recibir la certificación de seguridad global. En agosto de 2013, HAL se convirtió en el primer dispositivo robótico del mundo para tratamiento médico (CYBERDYNE, 2018).

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. (Manclova, 2017). Esencialmente está construido del exoesqueleto del brazo y las baterías unidas a una mochila como se muestra en la Figura 1, y tiene las siguientes características:

- El sistema puede ayudar a las personas que necesitan rehabilitación o un poco de músculo adicional.
- Se utiliza una unidad de cable que funciona de una manera similar a los frenos de una bicicleta.
- Posee una palanca de mando de mano que controla cables motorizados que aumentan y disminuyen la longitud del brazo en el exoesqueleto. (Daily Mail, 2018).



Figura 1. Titan Arm
Fuente: (CYBERDYNE, 2018)

La lucha por mitigar los síntomas del párkinson se hace también en el mundo tecnológico. Google, por ejemplo, presentó una cuchara inteligente para que los enfermos de párkinson puedan comer mejor, pese a los constantes temblores de sus manos. Según la agencia EFE, el sistema permite detectar el temblor de la mano y se ajusta inmediatamente para mantener el equilibrio y reducir esos temblores hasta en un 76%. La idea es que este tipo de artefactos ayuden a los enfermos en tareas cotidianas que, debido a los síntomas, pueden resultar frustrantes para ellos. (Lifware, 2017)

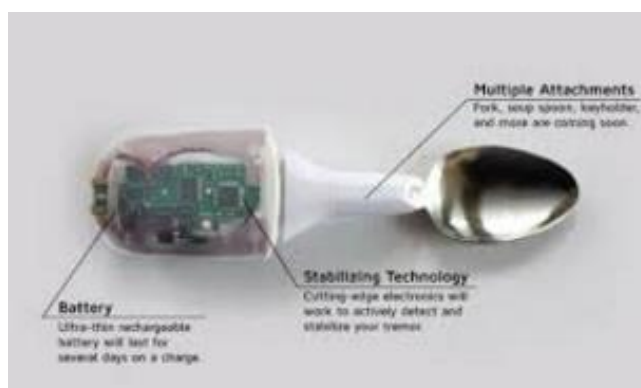


Figura 2. Cuchara "smart".
Fuente: (Lifware, 2017)

Ecuador está en desarrollo constante en el ámbito de medicina y tecnología, a continuación se relatan ejemplos de exoesqueletos existentes en el país

El Instituto Ecuatoriano de Seguridad Social, IESS, incorporó en los hospitales de Durán, Babahoyo y Santo Domingo de los Tsáchillas, tecnología robótica para el tratamiento de pacientes que perdieron la movilidad en las piernas. Se trata del exo-esqueleto Robótico denominado Lokomat y Armeo Power, únicos robots de este tipo en el Ecuador. Con ellos se tratan patologías que afectan al sistema nervioso como: lesiones medulares, parálisis cerebral, trauma craneoencefálico, esclerosis múltiples, infarto cerebral, hemiplejía

(Trastorno que padece una persona a la que se le queda la mitad del cuerpo paralizada.), patologías neurodegenerativas como Parkinson, etc (IESS, 2017)



Figura 3. "Lokomat" robot existente en el Ecuador utilizado para la rehabilitación.
Fuente: (IESS, 2017)

“Exoesqueleto” proyecto desarrollado por Bruno Valarezo, Alexis Riofrío y Hugo Ferreira, quienes realizaron un exoesqueleto creado exclusivamente para personas que padecen distrofia muscular. Presentado en Quito en el Campus Party 2014, siendo el exoesqueleto un desarrollo tecnológico amplio para la robótica médica (Telegrafo, 2014).



Figura 4. "Exoesqueleto" prototipo diseñado para personas con distrofia muscular.
Fuente: (Telegrafo, 2014)

En el año 2015 en la Universidad Técnica de Ambato se desarrolló una tesis con el tema “Neuro-robótica Armeo” para mejorar la funcionalidad de miembro superior en pacientes con hemiparesia (disminución de la fuerza motora o parálisis parcial que afecta un brazo y una pierna del mismo lado del cuerpo) que acuden al área de rehabilitación del hospital del IESS de Ambato. La cual se refiere al control neuronal de la máquina para rehabilitación “Armeo”, presente en el hospital del Seguro en Ambato (Guzmán López, 2015)

1.2 Justificación e importancia

Una de las principales afectaciones para la vida normal de una persona es la pérdida parcial o total de la movilidad de sus extremidades superiores, las cuales reducen la facultad de coger, alcanzar, soltar y mover objetos. Esta condición trae consigo situaciones que perjudican no solo físicamente, por la pérdida de la locomoción o movilidad de las extremidades superiores, sino también psicológica y emocionalmente al sentirse limitados y excluidos tanto laboral como socialmente. Basados en lo anterior, la ingeniería y la medicina concentran sus esfuerzos con el fin de encontrar una solución para las personas que sufran la disminución de sus facultades motrices.

La ingeniería particularmente ha ido trabajando en dispositivos de rehabilitación como las prótesis y los exoesqueletos. Una prótesis es un dispositivo que reemplaza un órgano ausente. Los exoesqueletos son elementos mecánicos, activos o pasivos, diseñados para acoplarse a una persona promedio y que le otorga facultades de las que carece.

Un exoesqueleto de miembros superiores contempla únicamente una estructura externa que se adapta a los brazos del usuario y que bien sea pasivo (que requiere fuerza del usuario para su funcionamiento) o activo (que no requiere ninguna fuerza del usuario para su funcionamiento) representa un beneficio como el aumento de las capacidades naturales. La

terapia en términos de rehabilitación muscular representa la posibilidad dar asistencia después de haber perdido un porcentaje de fuerza. El desarrollo de estos equipos es tan vertiginoso que van a potenciar al humano en sus actividades motoras, el cual será asistido con un equipo fácilmente adaptado a su estructura anatómica.

En la actualidad la mayoría de proyectos se han enfocado en la implementación de exoesqueletos de las extremidades inferiores, pero el proyecto a desarrollarse se va a enfocar a las extremidades superiores, lo que contempla la movilidad del brazo, mano y codo.

Por lo tanto, se justifica la construcción de un prototipo de exoesqueleto mioeléctrico que permitirá al humano potenciar el movimiento y aumentar la fuerza del brazo humano para mejorar la calidad de vida de las personas. Además este prototipo servirá como apoyo a personas que han perdido fuerza por sufrir algún tipo de accidente. El objetivo principal es obtener la fuerza necesaria para realizar actividades cotidianas como tomar bebidas, alimentarse, mover objetos pequeños, realizar quehaceres domésticos.

El proyecto generará un impacto tecnológico y ayudará para que cumpla su objetivo estratégico e incremente su participación en el mercado. También concebirá para un futuro desarrollo de un exoesqueleto completo desde las partes inferiores como también componentes para la columna y cadera.

El propósito final será un modelo de exoesqueleto que ayude a realizar actividades diarias de una persona, que les son imposible realizar por falta de fuerza en el brazo y la mano; mediante el uso de señales mioeléctricas. Además el exoesqueleto debe ser cómodo, fácil de instalar y utilizar.

1.3 Área de influencia

El proyecto planteado se enfoca a personas que tienen dificultad en fuerza para mover normalmente el brazo y la mano. También entran dentro de nuestra población de estudio personas que han sufrido una parálisis, lesión o algún tipo de traumatismo neurológico a nivel del brazo, lo que reducirá los traumatismos a nivel de las extremidades y espalda. Finalmente y de manera indirecta el prototipo ayudará a las personas de tercera edad, de acuerdo a los requerimientos que estos necesiten para mejorar su calidad de vida.

De igual manera como se revisó en Justificación e Importancia, el proyecto beneficiará a un sector de la sociedad que requiere ayuda para estabilizar el brazo y consecuentemente la mano, para que pueda desarrollar las actividades de manera tentativamente normal; así como brindándoles fuerza al realizar dichas actividades, como por ejemplo alimentarse, tomar objetos y mover cosas.

1.4 Alcance del proyecto

El fin del presente trabajo es el diseño y la construcción de un exoesqueleto que se ajuste al brazo de la persona beneficiada con instrumentación propia, con el desarrollo de un sensor en los músculos obtener las características necesarias para la funcionalidad de todo el ámbito biomecánico.

En el área mecánica se tienen varios componentes analizados para el funcionamiento del prototipo, ellos se dividen en: Estructura, Transmisión de movimiento y el exoesqueleto como tal.

En esta misma área lo más importante es el diseño mecánico del exoesqueleto, para lo cual se sigue un proceso, el mismo que ha sido dividido de la siguiente manera: Estructura de soporte, Estructura del exoesqueleto y Diseño de Eslabones.

En la Estructura de Soporte el diseño CAD consta de una estructura de aluminio a manera de chaleco fijo que tendrá sus respectivos destajes para colocar correas y acoplar el exoesqueleto. El diseño tiene dos partes: una parte interna que sirve como base de la estructura para poder colocar los eslabones del hombro y acoplar con la parte superior; y la parte superior que se unirá con la parte inferior y el eslabón del hombro, dando más seguridad y sujeción de las correas para unirse al cuerpo de la persona.

La construcción de la estructura constará de procesos de manufactura; como taladrado, roscado, fresado. También constará de pernos y sujetadores para acoplar la base interna con el eslabón del hombro y la parte superior.

La estructura del exoesqueleto constará de una secuencia de elementos estructurales rígidos. El diseño CAD de las articulaciones se acopla a la anatomía de los brazos del cuerpo humano, de igual forma que realice la conexión de los eslabones del exoesqueleto permitiendo la rotación del hombro, codo y mano.

Las articulaciones del exoesqueleto se acoplan mediante un sistema mecánico en donde los actuadores (en este caso motores) puedan efectuar rotación de los eslabones y su posicionamiento, tal como se definió en el apartado Sistema del Exoesqueleto y su Mecanismo.

El diseño de engranes, acoples mecánicos se lo ha realizado con una relación directa para el movimiento de los eslabones y permitiendo la conexión con los otros eslabones y el movimiento simultáneo del exoesqueleto. El diseño consta de acoples para los motores que deberán estar en cada articulación.

El diseño CAD de los eslabones ha sido personalizado para que logren interactuar con los sensores y acojan la anatomía de las extremidades, enviando la señal al procesador que tiene el algoritmo correspondiente.

La construcción del exoesqueleto, acoples de motores, eslabones y armazón se realizó con el uso de diferentes materiales para así obtener el molde de cada eslabón y armazón para posteriormente realizar el proceso de fundición en aluminio de los mismos. Para el mecanismo que da lugar al movimiento de Supinación–Prolongación de la mano, acoples y su efector final se realizó impresión 3D de igual forma permitiendo así obtener un molde para luego realizar fundición en aluminio.

El efector final es un gripper acoplado a la mano en el cual consta de un mecanismo de transmisión de engranes para abrir y cerrar el gripper, componentes donde la persona introduzca sus dedos índice, medio y pulgar permitiendo así que el movimiento sea lo más normal posible.

La instrumentación en el proyecto consta de un diseño de hardware y software para la adquisición de señales mioeléctricas, de un sensor inercial (IMU) y su programación para obtener los ángulos necesarios que habilite el funcionamiento de los diferentes eslabones del exoesqueleto; tomando en consideración que este sensor tiene en su interior acelerómetro, giroscopio y un circuito propio de acondicionamiento; también es necesario un sensor de fuerza para que el efector final realice el agarre según la necesidad que se requiera.

En el sistema de potencia consta de componentes esenciales para el movimiento de sus eslabones los cuales son dimensionados de acuerdo a la necesidad del proyecto, estos componentes son motores, drivers, fuentes de alimentación y tarjeta de control que es la STM32F4-discovery.

El control se lo llevará a cabo por medio de una tarjeta de control encargada de interpretar las órdenes dadas por las señales mioeléctricas.

El sistema de control será diseñado para utilizar las señales EMG, ya que el propósito del exoesqueleto es potenciar el movimiento del brazo por lo que se esperan niveles de señales bajos y comportamientos diferentes en el funcionamiento de los músculos de cada individuo. El sistema de procesamiento de la señal se enfocará en emparejar primero las señales electromiográficas que se crean convenientes utilizar; para procesarlas y lograr una señal de control del motor en tiempo real acorde a la magnitud de la intención de la persona que lo use.

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 el músculo se establece que la señal de comando principal es la señal electromiográficas.

Cabe mencionar que la amplitud de la señal varía entre 50uV a 5 mV con una frecuencia de 20 Hz a 500 Hz. Por consiguiente se tomará en cuenta los parámetros de la onda que se genera al obtener dichas señales como son amplitud, frecuencia y forma. Para conocer el estado que presenta un músculo es necesario tomar varias muestras de la señal, además la señal 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.

Luego de este proceso se realiza un proceso digital por medio del controlador o microcontroladores adicionales con el objetivo de establecer una relación de la actividad mioeléctrica del músculo y los actuadores basados en algoritmos de programación.

1.5 OBJETIVOS

1.5.1 Objetivo general

Diseñar y construir un prototipo de exoesqueleto de 3GDL para reproducir el movimiento del brazo en personas con problemas de fuerza, mediante uso de señales EMG.

1.5.2 Objetivos específicos

- Diseñar y construir las estructuras de soporte y los mecanismos de movimiento de las articulaciones.
- Diseñar e implementar la instrumentación para la adquisición de señales mioeléctricas.
- Codificar el algoritmo de control.
- Integrar los sistemas mecánicos, electrónicos y de control, de manera que se forme un solo sistema Mecatrónico.

CAPÍTULO II

MARCO TEÓRICO

En el presente capítulo se describen los fundamentos teóricos de los elementos que son parte del proyecto de investigación, se comienza con una descripción general de las partes anatómicas del miembro superior. Dentro de cada parte del miembro superior se explicará los músculos que intervienen para generar el movimiento de la extremidad. Después de comprender la miología del brazo, se describirá la biomecánica y los grados de libertad que posee cada una de articulaciones que son objeto de estudio.

La activación de los músculos genera señales eléctricas las cuales han sido usadas como señales de control para la activación de diferentes actuadores. Varios estudios plantean el uso de dichas señales para el control de prótesis inteligentes y exoesqueletos.

Adicional, se realizará un análisis del estado del arte de los diferentes tipos de exoesqueletos, sus partes constitutivas y la relación que tienen con las señales biomédicas.

2.1. Miología de las extremidades superiores

La miología es la ciencia encargada de estudiar la actividad muscular del cuerpo humano. Es necesario comprender el funcionamiento de las extremidades superiores para poder entender la actividad muscular que se genera al realizar un movimiento. En el presente proyecto se trabajará con la anatomía del brazo debido a que en base al análisis de los músculos del mismo se podrán reproducir, seguir e imitar sus movimientos.

Las extremidades superiores se encuentran fijas en el tronco del cuerpo humano, se dividen en cuatro secciones: mano, antebrazo, brazo y hombro (Anatomía humana, 2012), vienen compuestas de varios músculos, huesos y tendones. En la Figura 5 se encuentran las secciones en las que se dividen las extremidades superiores.

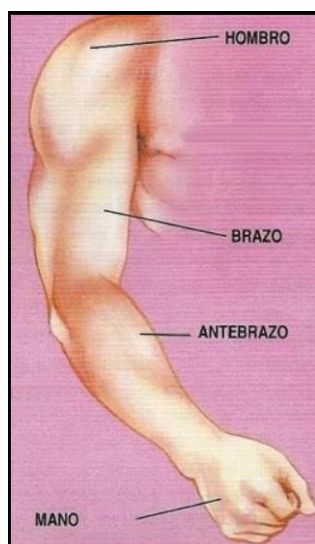


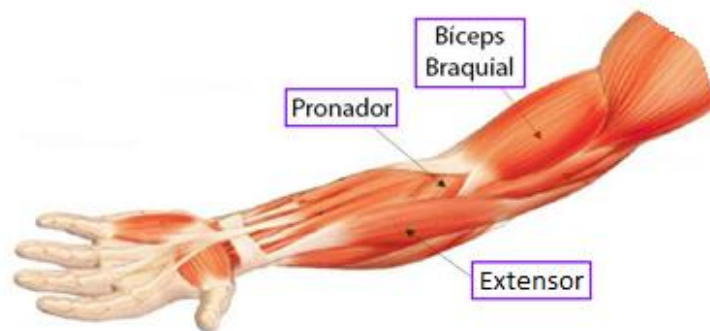
Figura 5. Secciones de la extremidad superior
Fuente: (Biomecánica del miembro superior, 2011)

Las extremidades superiores poseen 42 músculos, entre los principales se encuentran: deltoides, bíceps, tríceps, romboide, branquiorradial, flexores y extensores de la mano (Flores, 2012) (ver Figura 6a). Cada uno de ellos posee varios sub músculos dentro de los más importantes se encuentran (ver Figura 6b)

- **Bíceps braquial:** Es un músculo que permite la flexión y extensión del antebrazo de forma fluida.
- **Pronador redondo:** Músculo encargado de mover el antebrazo sin intervenir con otros músculos a su alrededor.
- **Extensor corto y largo del pulgar:** Músculo encargado de flexionar y extender el pulgar (Flores, 2012).



(a)



(b)

Figura 6. a) Músculos de las extremidades superiores, b) músculos estudiados
Fuente: (Flores, 2012)

2.2. Biomecánica de las extremidades superiores

La biomecánica es el estudio de los movimientos internos y externos de las fuerzas que actúan sobre el cuerpo. Las extremidades superiores se mueven en tres dimensiones, y cada uno de los segmentos va adquiriendo diferentes posiciones y orientaciones en el espacio (Biomecánica del miembro superior, 2011).

Usualmente los movimientos que el cuerpo humano realiza lo hacen en referencia a un plano anatómico que nos permite registrar la cinemática angular que consta de tres dimensiones: transversal, frontal y sagital (ver Figura 7).

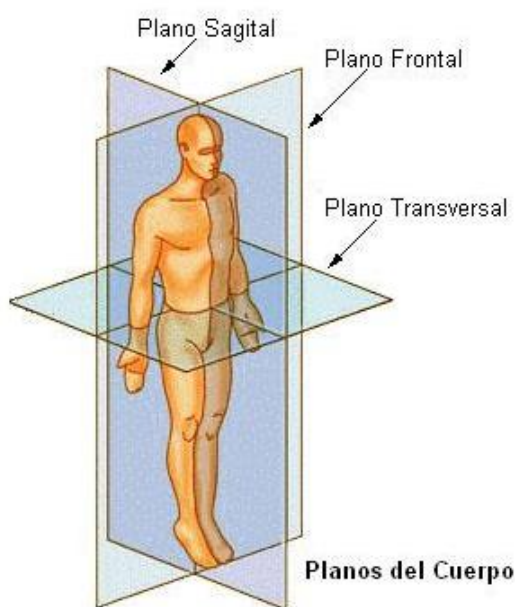


Figura 7. Planos del cuerpo humano
Fuente: (Planos anatómicos, 2011)

2.2.1. Articulaciones del miembro superior y sus movimientos

Las articulaciones son puntos de unión o contacto entre dos o más huesos. Existen articulaciones del tipo esfera-cavidad, que son las que permiten realizar movimientos en todas las direcciones. Las articulaciones del tipo bisagra son las que permiten realizar movimientos

en una sola dirección. Las articulaciones de tipo pivote son las que permiten realizar solo el movimiento de rotación.

El cuerpo humano posee 360 articulaciones y se distribuyen de la siguiente manera: 86 articulaciones se encuentran en la cabeza, 6 en la garganta, 66 están en el tórax, 76 en la columna vertebral y la pelvis, 64 en las extremidades superiores y 62 en las extremidades inferiores.

2.2.1.1. Articulaciones del hombro

El hombro es una parte externa del cuerpo humano, formada por el húmero y la clavícula y viene compuesta por las articulaciones glenohumeral, esternoclavicular, escapulotorácica, acromioclavicular.

Movimientos del hombro

El hombro de acuerdo a sus articulaciones y su posición anatómica inicial, posee cinco movimientos que son:

Flexión - Extensión: Se realiza en el plano sagital, la extensión posee grados de trabajo que van de 0° a 50° , mientras que la flexión varía de 0° a 180° (ver Figura 8).

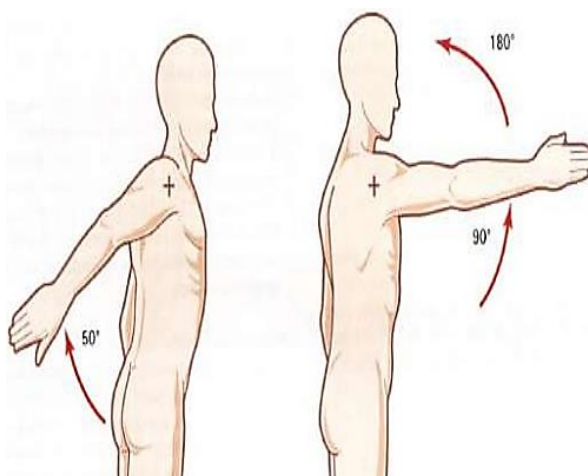


Figura 8. Movimiento de Flexión Extensión

Fuente: (López R. G., 2009)

Aducción: Movimiento realizado en el plano frontal, posee grados de trabajo que van desde 0 hasta 30° (ver Figura 9).

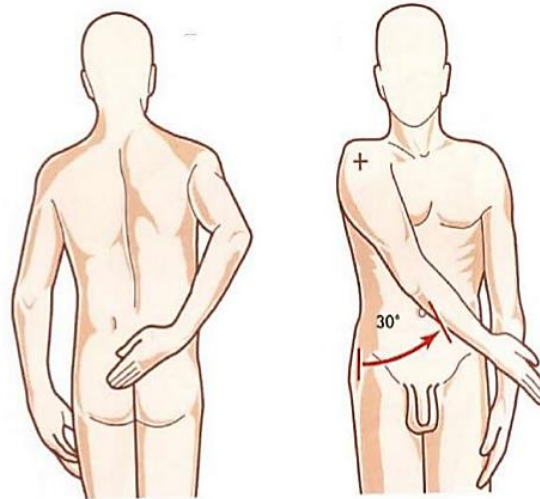


Figura 9. Movimiento de Aducción.

Fuente: (López R. G., 2009)

Abducción: Movimiento generado en el plano frontal, su grados de trabajo que van de 0° hasta 180°(ver Figura 10)

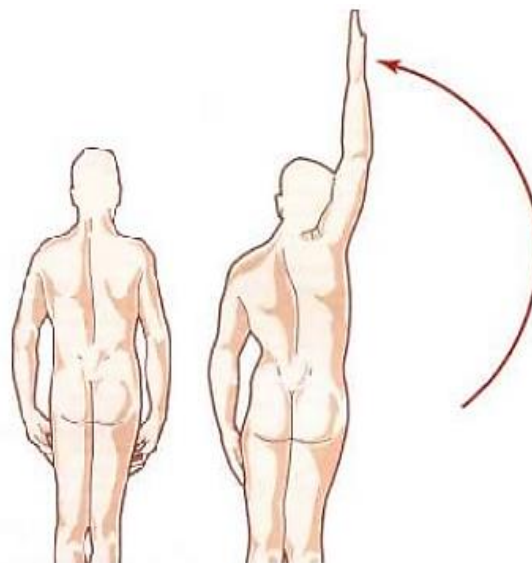


Figura 10. Movimiento de Abducción

Fuente: (López R. G., 2009)

Rotación interna: movimiento generado en el plano transversal, sus grados de trabajo van desde 0° hasta 30° (ver Figura 11).

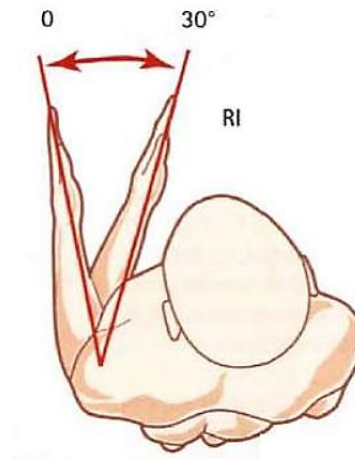


Figura 11. Rotación interna del hombro.
Fuente: (López R. G., 2009)

Rotación externa: Movimiento generado en el plano transversal, posee grados de trabajo de 30° hasta 80° (ver Figura 12).

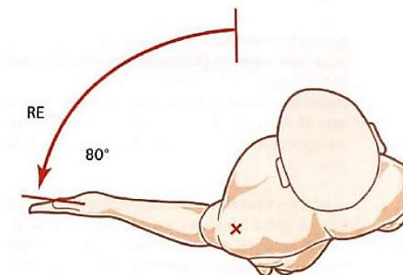


Figura 12. Movimiento de rotación externa del hombro.
Fuente: (López R. G., 2009)

2.2.1.2. Articulación del codo

El codo es la articulación que une el brazo y el antebrazo permitiendo el movimiento del antebrazo, posee tres componentes que son: radio, húmero y cubito. El codo posee dos movimientos: flexión – extensión y prono – supinación. (López R. G., 2009)

Movimientos del codo

Flexión - Extensión: De acuerdo a la posición anatómica inicial, estos movimientos se generan en el plano sagital, es realizado principalmente por los músculos bíceps, tríceps y por las articulaciones humero – radial y humero – cubital (López R. G., 2009). Movimientos que generan el primer grado de libertad (ver Figura 13).

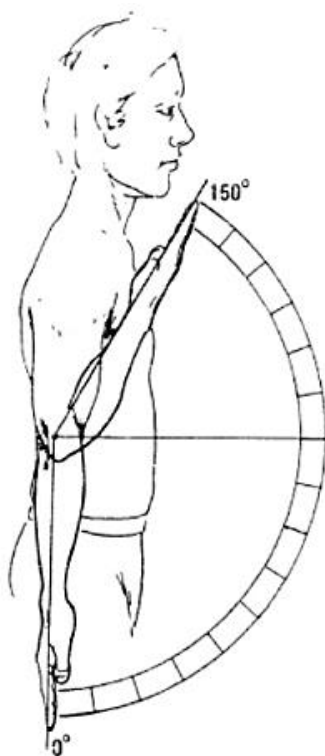


Figura 13. Movimientos de flexión y extensión
Fuente: (López R. G., 2009)

Supinación – Pronación: Tomando como referencia la posición anatómica inicial, estos movimientos se generan en el plano frontal, es realizado principalmente por los

músculos pronadores y supinadores en la articulación radiocubital (López R. G., 2009). Estos movimientos generan el segundo grado de libertad (ver Figura 14).

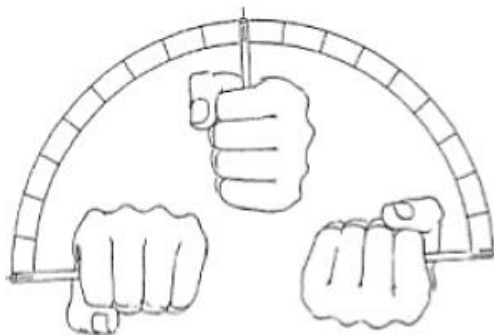


Figura 14. Movimientos de supinación y pronación

Fuente: (López R. G., 2009)

2.2.1.3. Articulación de la muñeca

Es la parte del brazo que une el antebrazo con la mano, posee los movimientos de: flexión – extensión y desviación.

Flexión- extensión: Tomando como referencia la posición anatómica inicial el movimiento se genera en el plano sagital. La flexión tiene grados de trabajo que van desde los 0° hasta los 70° y la extensión posee grados de trabajo que van desde los 0° hasta los 80° (ver Figura 15)

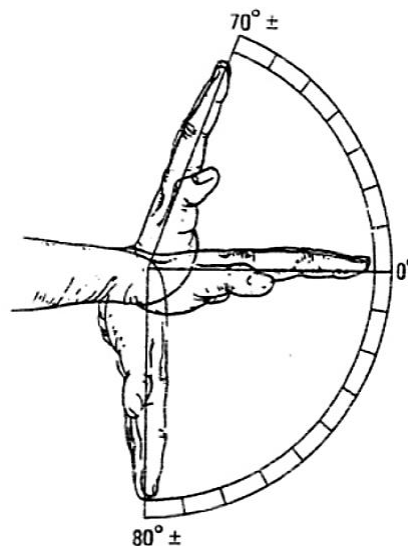


Figura 15. Movimiento de Flexión Extensión de la muñeca.

Fuente: (López R. G., 2009)

Desviación: Se genera en el plano transversal, se descompone en radial y cubital generando un arco completo de 50°. Se divide en 30° para la desviación cubital y 20° para la desviación radial.

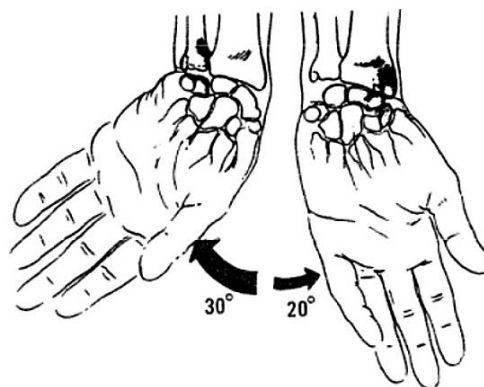


Figura 16. Movimiento de desviación de la muñeca

Fuente: (López R. G., 2009)

2.2.1.4. Articulación de la mano

La mano es la parte final de la extremidad superior e incluye la palma y los dedos, está unida al antebrazo por la muñeca, posee cuatro grados de libertad. Los movimientos que realiza son:

Flexión – Extensión: Analizando como referencia la posición anatómica inicial, estos movimientos se realizan en el eje transversal (López R. G., 2009). En la Figura 17 se muestran los movimientos de flexión y extensión.

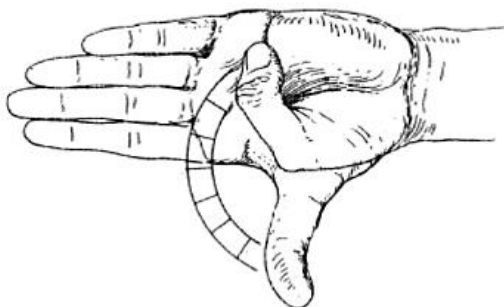


Figura 17. Movimiento de flexión y extensión

Fuente: (López R. G., 2009)

Flexión - Extensión metacarpofalángica: Se genera en el plano sagital, los grados de trabajo son de 0° hasta 30° o 45° para el movimiento de flexión y de 0 hasta 90° para el movimiento de extensión (ver Figura 18).

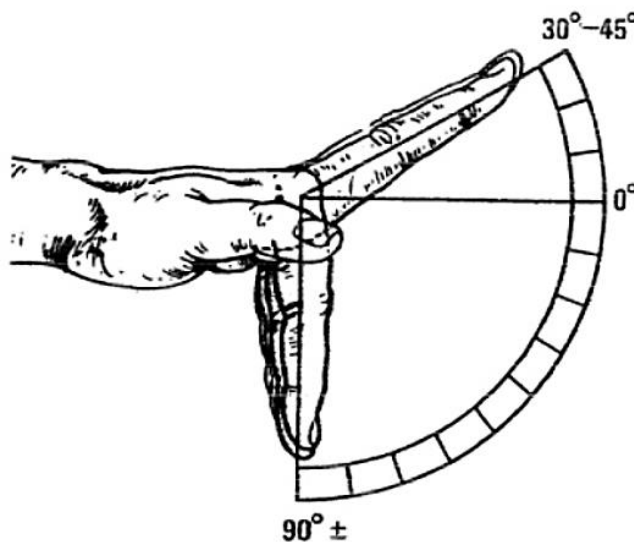


Figura 18. Movimiento de la Mano.

Fuente: (López R. G., 2009)

Flexión – Extensión interfalángica proximal: Tomando como referencia la posición anatómica inicial el movimiento se genera en el plano transversal, posee grados de trabajo que van desde 0° hasta 100° (ver Figura 19).

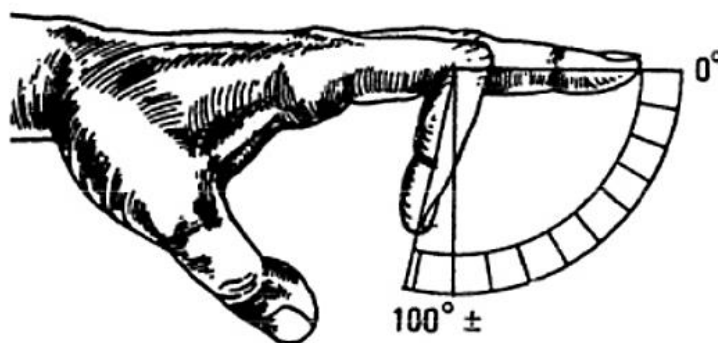


Figura 19. Movimiento de la Mano

Fuente: (López R. G., 2009)

Abducción – Aducción: considerando la posición anatómica inicial el movimiento se genera en el plano sagital, posee grados de trabajo que van desde los 0° hasta 20° para abducción y 0° hasta 20° para aducción (ver Figura 20).

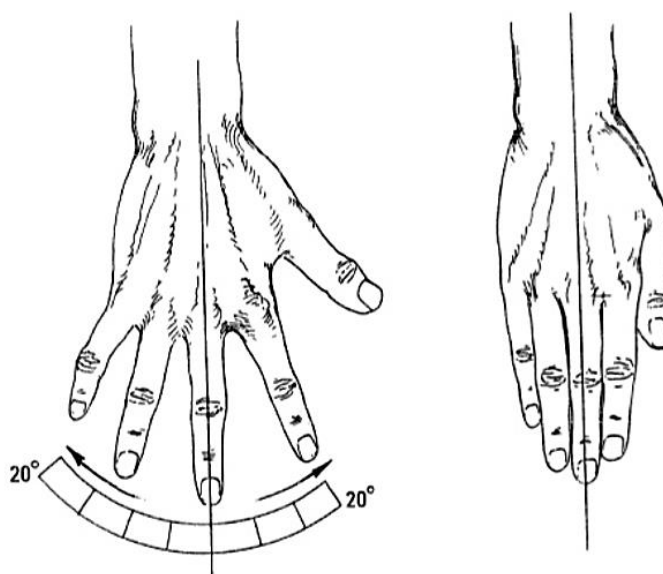


Figura 20. Movimiento de Abducción y Aducción.

Fuente: (López R. G., 2009)

2.3. Señales mioeléctricas

Una contracción muscular consiste en transformar la energía química en trabajo mecánico y energía térmica. Los músculos esqueléticos contienen fibras musculares estriadas de bandas alternas. El movimiento de un músculo puede ser involuntario o voluntario.

Para la activación de un músculo el sistema nervioso por medio del sistema periférico envía la señal de activación que inicia en la neurona motora generando un impulso nervioso que llega a la fibra muscular como se muestra en la Figura 21 (Bartlett, 2007).

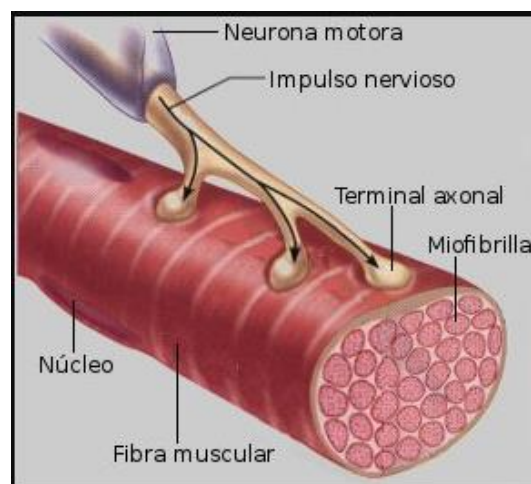


Figura 21. Unión neuromuscular
Fuente: (Anónimo)

La estimulación de la neurona motora genera un movimiento iónico en las células musculares y por lo tanto una corriente iónica que puede ser detectada con electrodos. Existen tres tipos de contracciones:

- Contracción excéntrica, genera tensión cuando el músculo se alarga.
- Contracción concéntrica, genera tensión mientras el músculo se contrae.

- Contracción estática, genera tensión sin necesidad que el músculo se alargue o contraiga (Bartlett, 2007).

2.3.1. Electromiografía

La electromiografía es la técnica utilizada para registrar los cambios que se generan en el potencial eléctrico de un músculo cuando se produce un impulso nervioso motor. Al existir una estimulación neural de la fibra muscular en la placa motora se obtiene una reducción del potencial eléctrico de la célula y una propagación del potencial de acción a través de la fibra muscular. (Borja & Izurieta, 2015).

Las neuronas se encuentran especializadas para recibir, clasificar y transmitir información. Las señales que se encargan de enviar los estímulos a las neuronas lo hacen mediante pequeños cambios en el voltaje eléctrico entre el interior y el exterior de la célula. La integración de este proceso se produce cuando los cambios de voltaje se combinan para determinar la señal de salida de la neurona.

La propagación de potencial eléctrico genera una onda de despolarización, a esto se le llama potencial de acción de la fibra muscular (MAP). El potencial de acción de la fibra muscular se desplaza en dos direcciones en cada una de las fibras musculares entre la placa motora, después le sigue una onda de repolarización (Bartlett, 2007).

Desde la neurona motora se generan varias señales de acción motora para las fibras, al sumarlas se obtiene el potencial de acción de la unidad motora (MUAP). El tren de potencial de acción de la unidad motora (MUAPT) resulta de la estimulación a nivel neuronal repetitiva, al sumar los trenes de potencial de acción de la unidad motora se obtiene la señal EMG fisiológica, esta señal es generada por la neurona motora. En la Figura 22 se muestra el proceso para obtener la señal EMG (Bartlett, 2007).

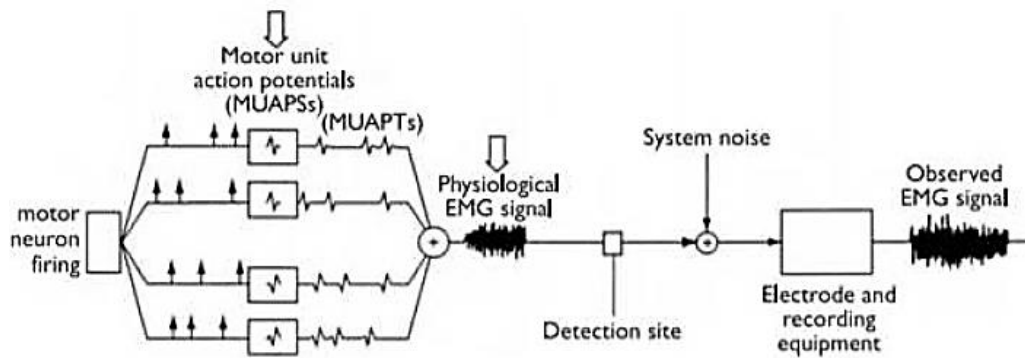
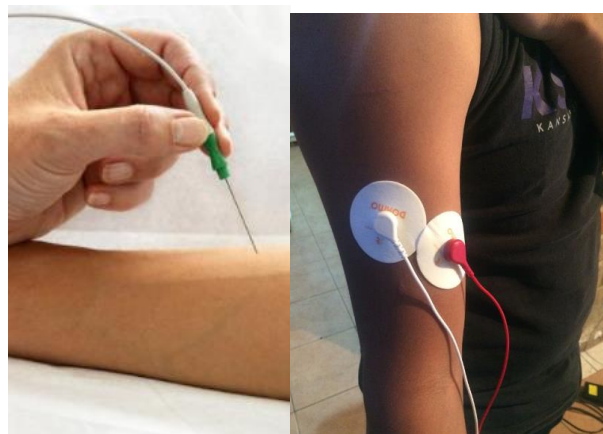


Figura 22. Generación de las señales EMG

Fuente: (Bartlett, 2007)

Existen dos técnicas para detectar las señales EMG: invasivas y superficiales. La técnica de recepción de señales EMG invasiva consiste en insertar directamente los electrodos tipo aguja en el músculo, en la Figura 23a se encuentra un ejemplo de la técnica EMG invasiva. La técnica de señales EMG no invasiva consiste en colocar electrodos en la superficie de la piel y registrar los datos de la actividad muscular, en la Figura 23b se muestra un ejemplo de electrodos de superficie (Molina & Sancho, 2015).



(a)

(b)

Figura 23. Tipos de electrodos, a) invasivos, b) no invasivos

Fuente: (Molina & Sancho, 2015)

Dependiendo de la posición de los electrodos se obtiene señales EMG con diferente amplitud, por ello se sugiere seguir las normas y directrices del SENAIM (Bartlett, 2007). En la Figura 24 se muestra la amplitud de las señales EMG según la posición del electrodo.

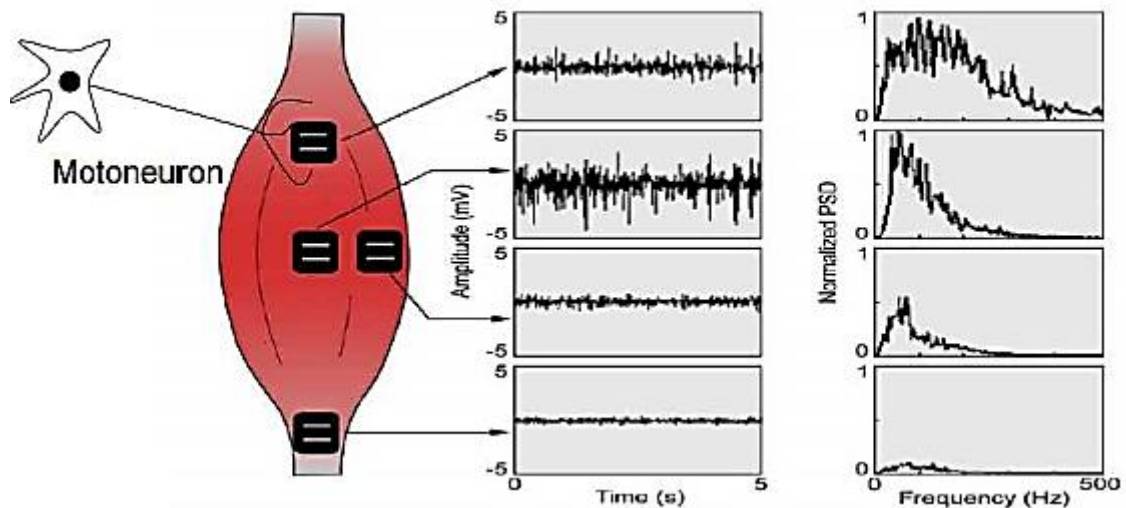


Figura 24. Colocación de electrodos según SENAIM

Fuente: (Bartlett, 2007)

2.3.2. Aplicaciones de la electromiografía

Las señales EMG son usadas en aplicaciones clínicas y de biomédica como herramientas para determinar ciertas enfermedades neuromusculares, desordenes del control motor y patologías del habla. También se las usa también para el desarrollo de prótesis de manos, brazos y extremidades inferiores.

Otra aplicación de las señales EMG se encuentra en el campo de la robótica, permiten controlar y manipular robots como es el caso de LIVHAND (LIVHAND, 2017) el cual usando los comandos de movimiento generados por el “myo armband” registra la actividad muscular y envía señales de control mediante señales inalámbricas.

Las señales EMG también son usadas para controlar exoesqueletos como es el caso de HAL (Xataka, 2018) el cual es un exoesqueleto utilizado en la industria para realizar actividades repetitivas evitando la fatiga del usuario.

2.4. Partes constitutivas de un exoesqueleto

2.4.1. Introducción

Un exoesqueleto es una estructura o armazón rígido externo que recubre, protege y soporta partes del cuerpo o todo el cuerpo humano, formado de juntas y eslabones que se asemejan a cada parte de los miembros del cuerpo. Su diseño varía de acuerdo a la necesidad, por ejemplo, se puede utilizar para dar movilidad a ciertas extremidades, aumentar fuerza o seguir el movimiento de una persona en sus actividades cotidianas.

Un exoesqueleto se encuentra constituido de una estructura mecánica, fuentes de alimentación, sistemas de control y actuadores, lo cuales trabajan en conjunto para realizar las diferentes actividades para las cuales ha sido diseñado. En la Figura 25a se muestra el exoesqueleto diseñado por Cyberdyne para la industria en el desarrollo de actividades repetitivas, la Figura 25b enseña un exoesqueleto diseñado por Hyundai.

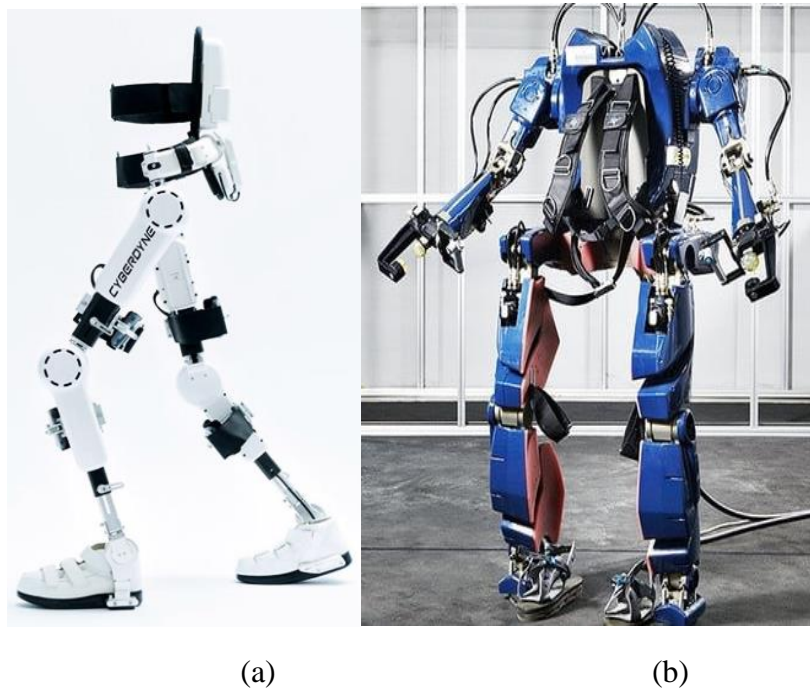


Figura 25. Exoesqueletos diseñados para potenciar la fuerza del usuario
Fuente: (CYBERDYNE, 2018)

2.4.2. Estructura mecánica

La parte estructural y de soporte de un exoesqueleto se lo conoce como estructura mecánica. La estructura mecánica es un conjunto de eslabones y juntas de sujeción. Tiene una serie de uniones las cuales coinciden con las articulaciones del cuerpo como la cadera, la rodilla, tobillo, hombro, codo y muñeca (Irving, 2017). La estructura mecánica del exoesqueleto debe contar con todas la seguridades para evitar el riesgo de que el usuario se caiga o sufra alguna lesión.

Usualmente es fabricado con materiales ligeros, la estructura debe ser fuerte para soportar el peso del cuerpo y de sus componentes como se observa en la Figura 26. La estructura mecánica puede ser elaborada de diferentes materiales tales como ABS, teflón, nylon, acero, aluminio, titanio. El material a seleccionar depende de la función que va a cumplir el exoesqueleto.

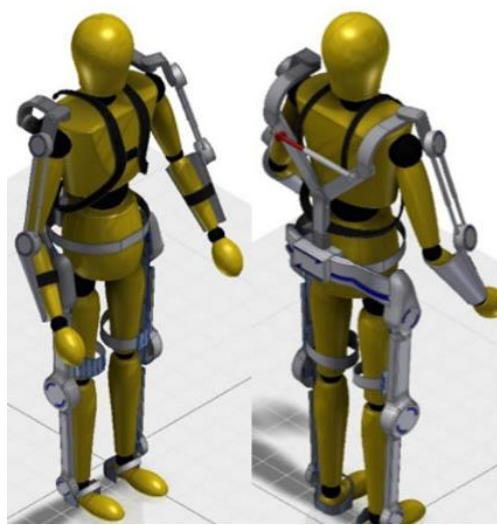


Figura 26. Estructura mecánica
Fuente: (Assistive Exoeskeleton, 2015)

2.4.3. Fuentes de alimentación

Para generar movimiento en el exoesqueleto se necesita de una fuente de alimentación que permita la activación de los diferentes actuadores que forman el exoesqueleto. Las fuentes de alimentación son dispositivos electrónicos encargados de suministrar energía eléctrica.

Un tipo de fuente de alimentación son las baterías, estas son acumuladores de energía que se encargan de transformar la energía química en energía eléctrica. Existen diferentes tipos de baterías por ejemplo las baterías de níquel-cadmio, níquel e hidruro metálico, iones de litio y polímero de litio.

2.4.4. Sistemas de control

Para que los movimientos del exoesqueleto no sean descoordinados se necesita de un conjunto de subsistemas que se encargarán de coordinar, ordenar y regular sus funciones, todo este conjunto de subsistemas son dirigidos por el sistema de control que tendrá el exoesqueleto (Ibarra, 2017).

Para realizar el control se necesita de dispositivos que permitan controlar el sistema. Los dispositivos de control son sistemas eléctricos o electrónicos que ayudan a adquirir y procesar la información recibida de una señal de entrada para enviar órdenes a los diferentes elementos que componen un mecanismo.

Un dispositivo de control usado es un microcontrolador, el cual es un sistema o circuito integrado programable con periféricos de entrada/salida, memoria y un procesador.

Otro dispositivo de control usado son los microprocesadores también conocidos como cerebro de un ordenador, se encarga de recibir, analizar y calcular los datos que ingresan al sistema operativo con el que trabaja el microprocesador.

Finalmente, se puede utilizar un PC (Computador Personal), el cual es un equipo con circuitos integrados que permiten el procesamiento de información y la realización de varias tareas de manera efectiva y rápida. En el ámbito de la automatización puede ser usado como una interfaz para controlar los procesos de varias máquinas.

2.4.5. Actuadores

Los actuadores son dispositivos que permiten dar inicio a un proceso, después de recibir la orden del dispositivo de control y en función de la señal que envía el dispositivo de control, los actuadores se activan o desactivan (Areatecnología, 2017). Dentro del desarrollo de exoesqueletos existen varios tipos de actuadores que dependen del propósito para el que fueron diseñados y se dividen en:

Actuadores Neumáticos:

Su funcionamiento está basado en la presión del aire comprimido que es la fuente de energía, para poder accionarlos se necesita una presión de 5 a 10 bares. Al aplicarlos en un exoesqueleto se puede lograr movimientos rápidos pero poco precisos (Ibarra, 2017).

Los actuadores neumáticos se clasifican en dos tipos: cilíndricos neumáticos (simple efecto y doble efecto) y motores neumáticos (aletas rotativas y pistones axiales) (ver Figura 27).

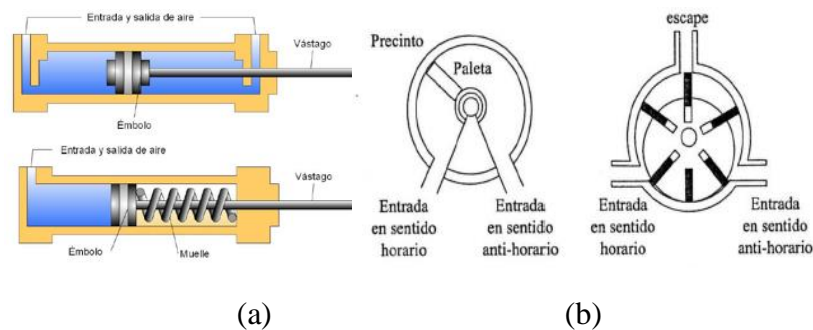


Figura 27. Actuadores Neumáticos, a) Cilindros Neumáticos, b) Motores Neumáticos
Fuente: (Ibarra, 2017)

Actuadores Hidráulicos:

Funcionan al igual que los anteriores, la diferencia radica en que usan la presión de aceites minerales de 50 a 100 bares en lugar de la presión del aire como fuente de alimentación (Ibarra, 2017).

Al igual que los neumáticos se clasifican en cilíndricos hidráulicos y motores hidráulicos (ver Figura 28).

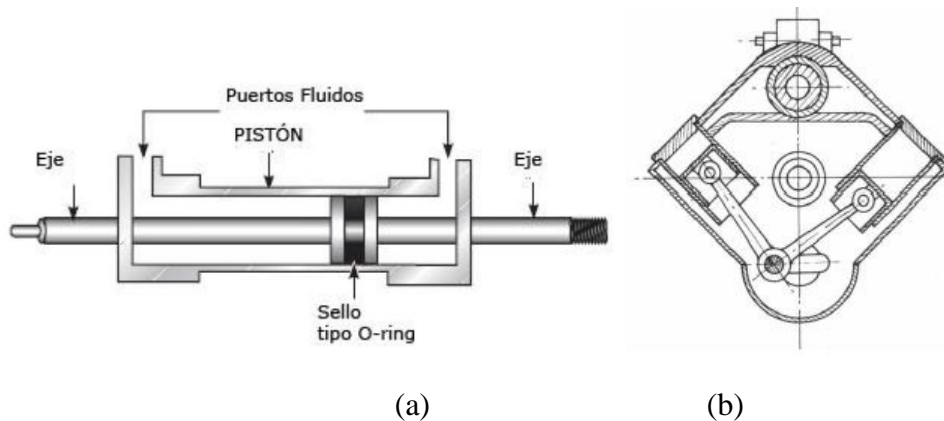


Figura 28. Actuadores Hidráulicos, a) Cilindros Hidráulicos, b) Motores Hidráulicos
Fuente: (Ibarra, 2017)

Actuadores Eléctricos:

Los actuadores eléctricos cumplen con características de control, precisión y sencillez, razones por las cuales son los más usados tanto en manipuladores industriales, prótesis y exoesqueletos tanto fijos como portables (Ibarra, 2017).

Los actuadores eléctricos se pueden clasificar de la siguiente manera:

Motores de Corriente Continua:

Los motores de corriente continua son los más usados para ámbitos didácticos y manipuladores de tamaño estándar. Su control se lo realiza mediante una unidad de control no tan robusta pero específica para las funciones que va a desarrollar (Ibarra, 2017). Los motores más utilizados son los motores a pasos y los servomotores.

Motores a pasos:

El principio de un motor a pasos es convertir los impulsos eléctricos en movimientos angulares, siendo capaz de posicionarse por grados según se requiera. Su movimiento se realiza paso a paso dependiendo del pulso que reciba. En un exoesqueleto el uso de motores a paso es útil pero hay que considerar la función que va a realizar como por ejemplo soportar

grandes cargas y la estructura será de un material apto para soportar el peso de los motores (Ibarra, 2017). La Figura 29 muestra un servomotor Mercury.



Figura 29. Servomotor
Fuente: (Ibarra, 2017)

Existen dos tipos de motores a pasos, motores unipolares y bipolares (ver Figura 30).

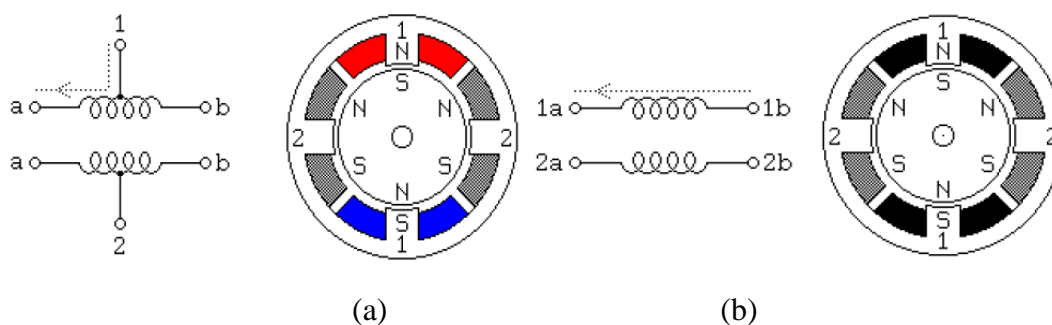


Figura 30. Motores a pasos, a) Unipolares, b) Bipolares
Fuente: (Ibarra, 2017)

Servomotores:

Un servomotor es un actuador rotativo similar a un motor eléctrico pero con un control preciso de posición angular, velocidad y aceleración. Los servomotores digitales poseen un microcontrolador integrado, que se encarga de recibir la señal de activación, procesarla y posicionar en el ángulo deseado. (Areatecnología, 2017).

Al igual que los motores de corriente continua estos motores son muy usados para el desarrollo de manipuladores robóticos y para el desarrollo de exoesqueletos por ser de fácil

control, tener un buen rendimiento y peso adecuado, además su costo no es muy elevado (ver Figura 31).

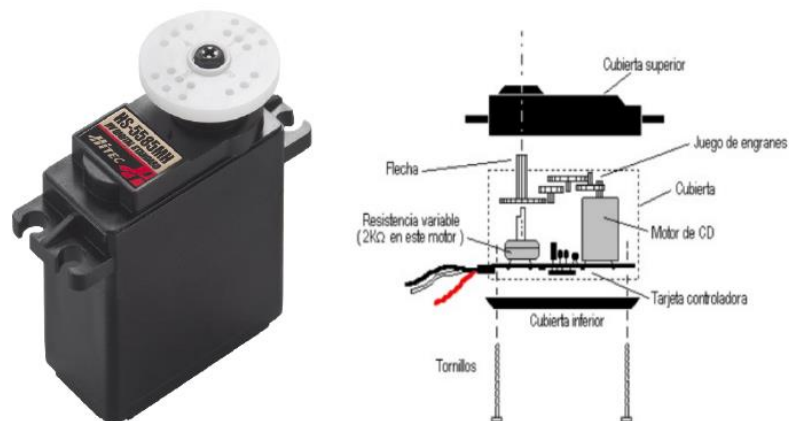


Figura 31. Composición general de un servomotor.
Fuente: (Ibarra, 2017)

Existe una diferencia con los motores a pasos y servomotores ya que los motores de corriente continua no se pueden colocar en una posición específica, al contrario su movimiento es como su nombre lo indica siempre continuo, sin embargo se puede controlar la velocidad de dicho movimiento (Ibarra, 2017).

2.4.6. Clasificación de los exoesqueletos

En la actualidad se han creado varios tipos de exoesqueletos que pueden servir para protección, propósitos médicos o para su utilización en la industria. Existen varias aplicaciones de los exoesqueletos entre las cuales se encuentran:

2.4.6.1. Exoesqueletos para rehabilitación física

Son utilizados para ayudar en la rehabilitación física de pacientes que han sufrido deterioro en alguno de sus músculos. Por ejemplo, ARMin (Martínez, 2015) es un prototipo

de 6 grados de libertad desarrollado en Zurich, por el Instituto Federal Suizo, para mejorar la rehabilitación neurológica (ver Figura 32a). También se conoce a ChARMin (Martínez, 2015), exoesqueleto que fue diseñado para niños y adolescentes de 5 a 18 años con trastornos neurológicos que pueden mostrar deterioro en su función motriz del brazo (ver Figura 32b).

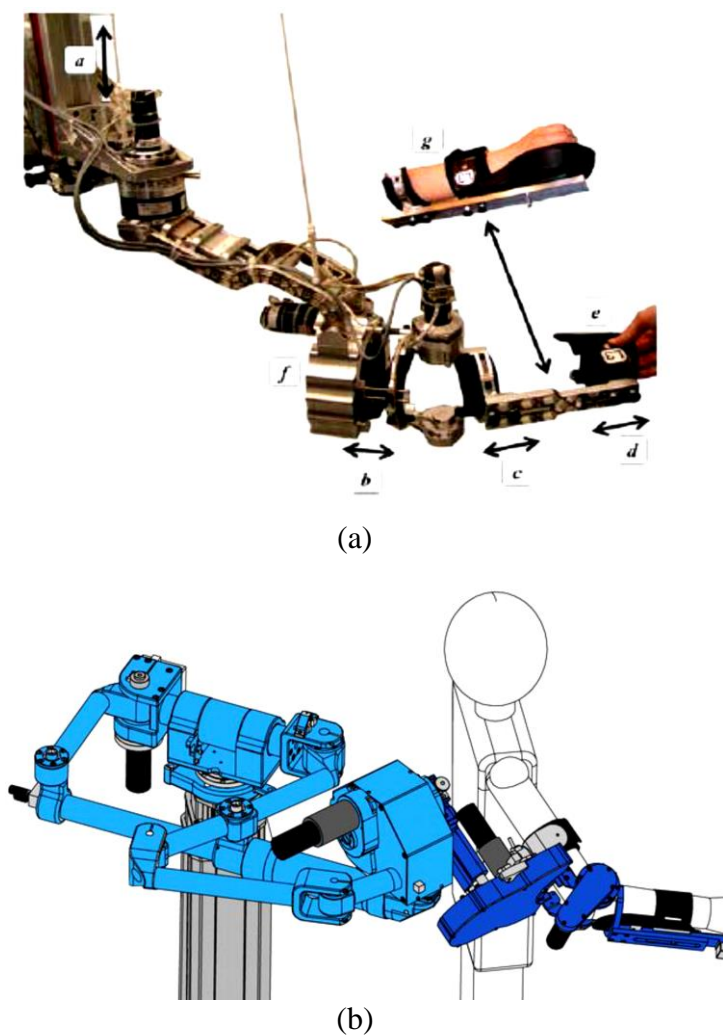


Figura 32. a) Exoesqueleto ARMin, b) Exoesqueleto ChARMin
Fuente: (Martínez, 2015)

2.4.6.2. Exoesqueletos para ámbito militar y guerra

En el ámbito militar los exoesqueletos son utilizados para realizar el transporte de armamento pesado y para entrenamiento militar. Entre los exoesqueletos desarrollados se

encuentran HULC (Fayerwayer Robótica, 2010) el cual es un exoesqueleto antropomórfico, posee actuadores hidráulicos que proporcionan al usuario la capacidad de cargar hasta 200lb y MAXFAS (Brayboy, 2015) el cual permite al soldado mejorar drásticamente su puntería, se lo utiliza para la instrucción militar (ver Figura 33).

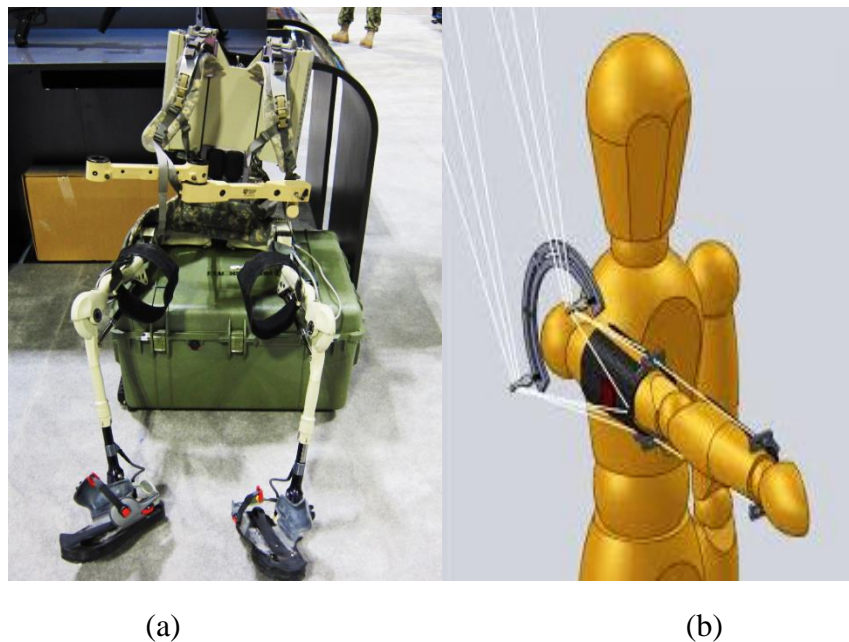


Figura 33. a) Exoesqueleto HULC, b) exoesqueleto MAXFAS.
Fuente: (Fayerwayer Robótica, 2010)

2.4.6.3. Exoesqueletos para personas de edad avanzada

Son diseñados para ayudar a pacientes de edad avanzada que posean Parkinson o problemas en sus articulaciones que no les permitan realizar sus actividades diarias. Entre los exoesqueletos desarrollados para cumplir con este propósito se encuentran WOTAS el cual fue diseñado para pacientes con temblor, viene compuesta de las articulaciones del codo y de la muñeca, lo que permite suprimir el temblor en los movimientos de flexión, extensión, pronosupinación de la muñeca y flexión del codo (ver Figura 34) (Martínez, 2015). PowerGrip Assisted Grasp Orthosis fue para personas con discapacidades de sujeción, neurológicas. Es

accionada eléctricamente lo que da la capacidad de agarrar, sostener y manipular objetos, puede usarse para comer, afeitarse, cepillarse los dientes, peinarse el cabello, abrir una puerta entre otras actividades de la vida diaria. Fue desarrollada por la empresa JAECO Orthopedic (ver Figura 35) (Jaeco, 2009).



Figura 34. Exoesqueleto WOTAS.

Fuente: (Rocon & Pons, 2011)



Figura 35. Power Assisted Grasp Orthosis

Fuente: (World of Robotics, 2018)

2.4.6.4. Exoesqueletos para teleoperación mecánica:

Se encargan de realizar tareas que son muy complicadas o de mucho riesgo para el hombre, entre los prototipos desarrollados se encuentra Carlitos el cual un robot humanoide encargado de explorar la superficie marina, desarrolla tareas peligrosas tales como rescate y recolección de muestras marinas.



Figura 36. Carlitos robot humanoide.

Fuente: (Escuela Industriales UPM, 2016)

2.5. Exoesqueletos controlados por señales mioeléctricas

Entre los exoesqueletos controlados por señales mioeléctricas se encuentran Aircast el cual fue diseñado para potenciar la fuerza de un usuario es un sistema de 2 GLD que se ajusta al movimiento de un brazo humano y Donjoy el cual es utilizado para modificar las características funcionales o estructurales del sistema neuro-muscular-esquelético.

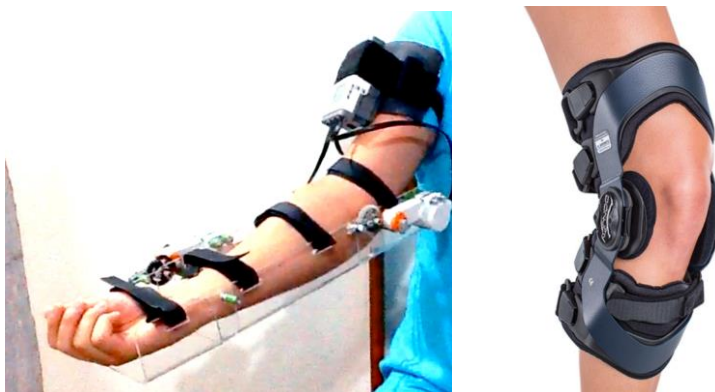


Figura 37. Exoesqueletos controlados por señales electromiográficas

Fuente: (Escuela Industriales UPM, 2016)

CAPÍTULO III

DISEÑO MECÁNICO Y CONSTRUCCIÓN

En el presente capítulo se analiza el diseño de todos sistemas mecánicos que conforman el exoesqueleto. Los sistemas mecánicos conforman los elementos o eslabones, el subsistema de engranes que permite el movimiento de supinación y pronación de la muñeca y el diseño del efector final que realiza el movimiento de flexión y extensión de la mano. Cada uno de los sistemas antes mencionados tiene sus respectivos cálculos matemáticos, análisis estático y dinámico.

Para el desarrollo del diseño de los sistemas que actúan en el exoesqueleto se utilizó la matriz (QFD). Dicha matriz nos permite asegurar que el prototipo cumple con las necesidades y requerimientos técnicos establecidos. Por lo tanto la primera fase de este capítulo será el despliegue de la matriz y posteriormente con sus resultados generar sus sistemas con sus alternativas y así proceder al diseño de detalle de cada uno.

También se especifica la construcción de los sistemas diseñados. Empezando por la impresión 3D de las piezas, seguido del maquinado y acabado de las piezas en aluminio. Finalizando con la implementación de cada uno de los sistemas que conforman la estructura del exoesqueleto diseñado.

3.1 Planificación QFD

La función de la calidad permite identificar las necesidades tanto del usuario como técnicas, para poder llegar al desarrollo del exoesqueleto y que cumpla los requerimientos expuestos.

3.1.1 Necesidades del usuario

Las necesidades del usuario es uno de los puntos más importantes dentro del desarrollo del exoesqueleto puesto que nos permite identificar las características que debe tener el prototipo, en la *Tabla 1* se muestra las necesidades referidas.

Tabla 1
Necesidades de usuario.

No.	Necesidades del Usuario
1	Sea ligero
2	Sea de bajo costo
3	Seguro y estable
4	Interacción directa con el usuario
5	Fácil Implementación
6	Movimientos sincronizados pero no bruscos.
7	Sea estético.

3.1.2 Características técnicas

En la *Tabla 2* se muestran las características técnicas identificadas para el prototipo desarrollado.

Tabla 2
Características técnicas.

No.	Características técnicas
1	Grados de libertad del exoesqueleto.
2	Capacidad de carga (kg).
3	Estructura mecánica y electrónica modular.
4	Diseño de PCB compacto.
5	Buen agarre de su efector final.
6	Sistema de control: control on/off
7	Adquisición de señales mioeléctricas.

3.1.3 Matriz QFD

En la Figura 38 se presenta la casa de la calidad que se elaboró para nuestro prototipo.

Factor de incidencia	Tipo de demanda	Factor de venta																
Fuerte = 9	B = Básico	Fuerte = 1,5																
Mediano = 3	O = Unidimensional	Posible = 1,2																
Débil = 1	E = Estimulante	Ninguno = 1,0																
Necesidades o Requerimientos			Características Técnicas							A	B	C	D	E	F	G	H	I
			Grados de libertad del exoesqueleto.	Capacidad de carga	Estructura mecánica y electrónica modular	Diseño de la PCB compacto	Buen Agarre del efector final.	Sistema de control con un control on/off	Adquisición de señales mioeléctricas	Prototipo propio	Competencia 1	Competencia 2	Objetivos	Índice de mejora	Factor de venta	Importancia	Ponderación	Ponderación en %
Debe ser ligero	B		3	9	9	1			5	5	4	5	1,0	1,5	4	6	14,9	
Debe ser de bajo costo	B	1	9	9	3		9	1	3	3	5	5	1,7	1,5	4	10	24,8	
Debe ser Seguro y estable	O	3	9	3	1	9	9	3	4	5	4	4	1,0	1,2	5	6	14,9	
Interacción directa con el usuario	B	3					3	3	3	4	3	4	1,3	1,0	3	4	9,9	
Debe ser de fácil Implementación	E	1	1	3	9	3			4	3	4	3	0,8	1,0	3	2,3	5,6	
Debe tener movimientos sincronizados pero no bruscos.	B	9		3	1	1	9	9	5	3	3	5	1,0	1,5	5	7,5	18,6	
Debe ser estetico.	B			9	9	9			4	5	5	4	1,0	1,5	3	4,5	11,2	
Importancia Técnica			110	164	232	158	127	224	138	1153						40,3	100	
Ponderación			9,5	14,3	20,1	13,7	11,0	19,4	12,0	100								

Figura 38. Matriz QFD

3.1.4 Resultados de la matriz QFD.

Una vez obtenida la matriz QFD procedemos a plasmar los resultados ordenando sus características técnicas de acuerdo a su importancia.

Tabla 3

Resultados de la matriz QFD.

Hitos	Características técnicas	Ponderación (%)
1	Estructura mecánica y electrónica modular.	20.1
2	Sistema de control: control on/off	19.4
3	Capacidad de carga (kg).	14.3
4	Diseño de PCB compacto.	13.7
5	Adquisición de señales mioeléctricas.	12
6	Buen agarre de su efector final.	11
7	Grados de libertad del exoesqueleto.	9.5

3.2 Factibilidad y planeación

Una vez detalladas sus características técnicas y su respectiva importancia clasificamos cada característica técnica en módulos correspondiente a la función que realizarán.

Tabla 4
Módulos del prototipo.

Módulo	Subsistema	Función	Hitos
1. Estructura	Eslabones y muñeca	Permite que el exoesqueleto tenga estabilidad, realice los movimientos de extensión y contracción del brazo así como la supinación y pronación de la muñeca.	1, 2 3, 7
	Actuador	Proporciona potencia necesaria para dar movilidad a los grados de libertad del brazo y muñeca.	
2. Efector final	Trasmisión de potencia	Permite que el efector final tenga la capacidad de abrir y cerrar sus pinzas con un movimiento similar al que realiza la mano.	1, 3 6, 7
	Actuador	Proporciona de la potencia adecuada para que las pinzas del efector final tengan la capacidad de agarre, sin soltar el objeto.	

3.3 Módulo 1: Estructura

3.3.1 Subsistema 1: Eslabones y muñeca

Alternativas de diseño

En primera instancia antes de desarrollar el diseño de cada elemento que conforma la estructura del exoesqueleto es necesario seleccionar el material que tendrá el exoesqueleto.

Para la selección del material de la estructura del exoesqueleto se detallan en la

Tabla 5, Tabla 6 y Tabla 7 las ventajas y desventajas de cada material para su análisis correspondiente.

Tabla 5

Alternativa A: Ventajas y Desventajas del ABS.

ABS	
Ventajas	Desventajas
Estéticamente bueno.	Al imprimir en 3D está limitada al área de impresión de la impresora 3D.
Se puede imprimir en 3D evitando un mecanizado complicado.	En sistemas mecánicos que están sometidos a fatigas y esfuerzo tiene poca vida útil.
Al tener la posibilidad de imprimir en 3D, se puede obtener piezas complicadas.	El costo y tiempo de impresión 3D lo hace un material costoso en esta área.
Su peso e inercia es relativamente bajo.	Poca resistencia.

Fuente: (MakeltFrom, 2009)

Tabla 6

Alternativa B: Ventajas y Desventajas de Acero Inoxidable.

AISI 302	
Ventajas	Desventajas
Mecánicamente es un material muy resistente.	Su peso y su inercia son relativamente altos.
Es capaz de soportar cualquier tipo de condiciones ambientales.	Es un material muy costoso.
Estéticamente es bueno	Los procesos de manufactura que se les requiera aplicar son difíciles de realizarlos.

Fuente: (SIMUTEC, 2010)

Tabla 7

Alternativa C: Ventajas y Desventajas del Aluminio.

Aluminio	
Ventajas	Desventajas
Su peso e inercia es relativamente bajo.	La soldadura en este material no es fácil realizarla.
Es posible adquirir piezas mediante el proceso de fundición.	Para realizar algún proceso de fundición es necesario adquirir moldes anteriormente, pero es un inconveniente no tan relevante.
A pesar de que su peso no sea alto tiene una buena resistencia.	
Fácil mecanizado.	

Fuente: (VALENCIANA DE ALUMINIOS, 2016)

Dado que en todas las soluciones de ingeniería intervienen múltiples aspectos que hay que considerar de forma global, en todos los métodos de evaluación aparece el problema de la ponderación de criterios. Por lo tanto para solventar este problema

existen numerosos métodos de evaluación que se los agrupa en métodos ordinales y métodos cardinales.

Para el desarrollo del diseño del exoesqueleto se aplica el método ordinal, puesto que nosotros clasificamos por orden las diferentes soluciones y alternativas para cada criterio, en cambio con un método cardinal tenemos el problema que la cuantificación puede resultar arbitraria, especialmente en las etapas iniciales de diseño. Dentro de los métodos ordinales aplicamos el *método ordinal corregido de criterios ponderados*.

Ponderación por el método ordinal corregido de criterios ponderados


La mayor parte de las veces, para decidir entre diversas soluciones basta conocer el orden de preferencia de su evaluación global. Es por ello que aplicamos el *método ordinal corregido de criterios ponderados* ya que, sin la necesidad de evaluar los parámetros de cada propiedad y sin tener que estimar numéricamente las características de cada criterio, obtenemos los resultados globales suficientemente significativos. Así nuestros criterios son confrontados entre si asignando valores como se muestra a continuación:

- 1:** Si el criterio (disponibilidad, costo, peso, fácil mecanizado, resistencia) de las filas es superior, mejor o más importante; $>$ que los criterios de las columnas.
- 0,5:** Si el criterio (disponibilidad, costo, peso, fácil mecanizado, resistencia) de las filas es equivalente ($=$) al de las columnas
- 0:** Si el criterio (disponibilidad, costo, peso, fácil mecanizado, resistencia) de las filas es inferior, peor o menos importante; $<$ que el de las columnas

Por lo tanto los criterios de valoración que se consideran para el material de la estructura del exoesqueleto fueron: disponibilidad de material, bajo costo, bajo peso, fácil de mecanizar, alta resistencia, procedemos a ponderar los criterios de evaluación para cada una de las alternativas de material obteniendo las siguientes tablas.

Tabla 8*Ponderación de criterios para el material*

Criterio	Disponibilidad	Costo	Peso	Factibilidad de Mecanizado	Resistencia	Suma+1	Pondera
Disponibilidad	1	0	0	0	0	1	0,067
Costo	1		0,5	1	0,5	4	0,267
Peso	1	0,5		1	0,5	4	0,267
Factibilidad de mecanizado	1	0	0		0	2	0,133
Resistencia	1	0,5	0,5	1			
					Suma	15	1

CONTINÚA 

La alternativa A y C son igual de importantes y con un valor mayor que la alternativa B.

Tabla 9*Evaluación de criterio de disponibilidad.*

Disponibilidad	Alternativa A	Alternativa B	Alternativa C	Suma+1	Pondera
Alternativa A		1	0,5	2,5	0,385
Alternativa B	0		0	1	0,154
Alternativa C	0,5	1	0,5	3	0,462
			Suma	6,5	1

Tabla 10*Evaluación del criterio de costo.*

Costo	Alternativa A	Alternativa B	Alternativa C	Suma+1	Pondera
Alternativa A		1	0,5	2,5	0,417
Alternativa B	0		0	1	0,167
Alternativa C	0,5	1		2,5	0,417
			Suma	6	1

La alternativa C tiene un valor de importancia mucho mayor en comparación a las alternativas A y B.

Tabla 11

Evaluación del criterio de peso.

Peso	Alternativa A	Alternativa B	Alternativa C	Suma+1	Pondera
Alternativa A		1	0,5	2,5	0,385
Alternativa B	0		0	1	0,154
Alternativa C	1	1		3	0,462
			Suma	6,5	1

Tabla 12

Evaluación de factibilidad de mecanizado.

Factibilidad de mecanizado	Alternativa A	Alternativa B	Alternativa C	Suma+1	Pondera	
Alternativa A			1	0,5	2,5	0,385
Alternativa B	0			0,5	1,5	0,231
Alternativa C	1	0,5		2,5	0,385	
			Suma	6,5	1	

Las alternativas B y C tienen un valor de importancia igual mientras que la alternativa A es de menor importancia.

Tabla 13

Evaluación de resistencia.

Resistencia	Alternativa A	Alternativa B	Alternativa C	Suma+1	Pondera
Alternativa A		0	0	1	0,167
Alternativa B	1		0,5	2,5	0,417
Alternativa C	1	0,5		2,5	0,417
			Suma	6	1


Selección de alternativas por el método ordinal corregido de criterios ponderados

A continuación se realiza la evaluación total para cada solución, la cual resulta de la suma de la ponderación de criterios multiplicada por la ponderación de las evaluaciones de cada alternativa, para la selección del material óptimo para la estructura del exoesqueleto la ponderación total que sea mayor tendrá mayor prioridad (1) y así hasta la de menor prioridad (3) como se indica en la *Tabla 14*.

Tabla 14

Conclusión de selección de tipo de material.

	Disponibilidad	Costo	Peso	Factibilidad de Mecanizado	Resistencia	Suma+1	Pondera	Prioridad
ABS	0,026	0,111	0,103	0,051	0,044	0,335	0,364	2
Acero Inoxidable	0,010	0,044	0,041	0,031	0,111	0,238	0,258	3
Aluminio	0,031	0,111	0,044	0,051	0,111	0,349	0,378	1
					Suma	0,921	.	

CONTINÚA 

Análisis y selección del diseño:

- El aluminio debe ser aplicado en su totalidad es decir en cada uno de los elementos que conforman el exoesqueleto. Considerando que su ponderación es alta con 0.338 en todas sus características desde su fácil disponibilidad hasta su fácil mecanizado.
- El ABS se aplicará en sectores donde no sea necesario tanta resistencia y sean componentes con formas complejas.
- El ABS además será aplicado en su totalidad en el efector final puesto que su ponderación de 0.323 establece las características suficientes para el gripper, porque su resistencia no debe ser necesariamente alta, el peso debe ser bajo, al ser

un conjunto de piezas con muchos detalles, el mecanizado en otros materiales es complejo por lo que el efector final se obtendrá por medio de la impresión 3D.

- El acero inoxidable no será aplicado en ninguna elemento de la estructura puesto que la ponderación demuestra que su peso, precio son elevados y su mecanizado es complejo.

3.3.2 Subsistema 2: Actuador

Alternativas de diseño

El actuador que va ser utilizado está determinado por el torque, que sea capaz de realizar los movimientos de cada grado de libertad sin dificultad, así tenemos dos posibles actuadores: servomotores y motor a pasos.

Servomotores

Los servomotores tienen un sistema de engranes internos, un sensor que permite no sobrepasar los 180 grados y un circuito interno de control. En la *Tabla 15* se detalla las ventajas y desventajas que nos presentan los servomotores.

Tabla 15
Ventajas y Desventajas-Servomotores.

Servomotores	
Ventajas	Desventajas
Fácil control	Tiene un tope a los 180 grados.
Tamaño apropiado.	Para un servomotor de torque mayor a 20 kg.cm se lo debe importar.
Movimiento estable.	
Liviano.	
Torque hasta 40kg.cm	

Motores a pasos

Los motores a pasos requieren un driver aparte para poderlos controlar adecuadamente, en la *Tabla 16* se detalla las ventajas y desventajas que poseen.

Tabla 16
Ventajas y Desventajas-Motor a pasos.

Motores a pasos	
Ventajas	Desventajas
Posee un torque apropiado	Es un motor pesado.
Fácil de manipular	Es un motor que ocupa mucho espacio.
Fácil de conectar	

Para realizar las ponderaciones y escoger el tipo de actuador adecuado para cada grado de libertad del exoesqueleto se realizó el método ordinal corregido de criterios ponderados siguiendo el mismo procedimiento que el apartado 3.3.1 del Subsistema 1.

Ponderación por el método ordinal corregido de criterios ponderados

Los criterios son confrontados entre si asignando valores como se muestra a continuación:

- 1:** Si el criterio (velocidad, precisión, potencia, torque, resolución, peso, costo) de las filas es superior o mejor; > que los criterios de las columnas.
- 0,5:** Si el criterio (velocidad, precisión, potencia, torque, resolución, peso, costo) de las filas es equivalente (=) al de las columnas
- 0:** Si el criterio (velocidad, precisión, potencia, torque, resolución, peso, costo) de las filas es inferior o peor; < que el de las columnas

Por lo tanto los criterios de valoración que se consideran para el actuador de dos grados de libertad del exoesqueleto fueron: velocidad, bajo costo, bajo peso, potencia, buen torque, resolución y precisión. Procedemos a ponderar los criterios de evaluación para cada una de las alternativas de material obteniendo las siguientes tablas. La característica más

importante es el Torque, el costo y peso tienen un mismo valor de importancia y es mayor que la potencia, siendo la potencia mayor que la velocidad a su vez la velocidad es mayor a la precisión y resolución

Tabla 17
Ponderación de criterios para el actuador

Criterio	Velocidad	Costo	Peso	Potencia	Torque	Precisión	Resolución	Suma+1	Pondera
Velocidad		0	0	0	0	1	1	4	0,118
Costo	1	0	0,5	1	0	1	1	6,5	0,191
Peso	1	0,5		1	0	1	1	6,5	0,191
Potencia	1	0	0		0	1	1	5	0,147
Torque	1	1	1	1		1	1	8	0,235
Precisión	0	0	0	0	0		1	3	0,088
Resolución	0	0	0	0	0	0		1	0,029
							Suma	34	1

La alternativa A es igual a la alternativa B

Tabla 18
Evaluación de velocidad.

Velocidad	Alternativa A	Alternativa C	Suma+1	Pondera
Alternativa A		0,5	1,5	0,500
Alternativa B	0,5	0	1,5	0,500
		Suma	3	1

La alternativa A es menor que la alternativa B

Tabla 19
Evaluación de costo.

Costo	Alternativa A	Alternativa B	Suma+1	Pondera
Alternativa A		1	2	0,667
Alternativa B	0		1	0,333
		Suma	3	1

Tabla 20
Evaluación de peso.

Peso	Alternativa A	Alternativa B	Suma+1	Pondera
Alternativa A		1	2	0,667
Alternativa B	0		1	0,333
		Suma	3	1

Tabla 21
Evaluación de potencia

Potencia	Alternativa A	Alternativa B	Suma+1	Pondera
Alternativa A		0	1	0,333
Alternativa B	1		2	0,667
		Suma	3	1

La alternativa A es igual que la alternativa B

Tabla 22
Evaluación de torque

Torque	Alternativa A	Alternativa B	Suma+1	Pondera
Alternativa A		0,5	1,5	0,500
Alternativa B	0,5		1,5	0,500
		Suma	3	1

Tabla 23
Evaluación de resolución.

Alternativa B = Alternativa A				
Resolución	Alternativa A	Alternativa B	Suma+1	Pondera
Alternativa A		0,5	1,5	0,500
Alternativa B	0,5		1,5	0,500
		Suma	3	1

La alternativa A es mayor que la alternativa B

Tabla 24
Evaluación de precisión

Precisión	Alternativa A	Alternativa B	Suma+1	Pondera
Alternativa A		0	1	0,333
Alternativa B	1		2	0,667
		Suma	3	1

Selección de alternativas por el método ordinal corregido de criterios ponderados.

Como conclusión, para seleccionar el tipo de actuador que mejor se acopla al prototipo y para cumplir con el movimiento de los dos grados de libertad del exoesqueleto adecuado se realiza la ponderación total que sea mayor tendrá mayor prioridad (1) y así hasta la de menor prioridad (3) como se indica en la *Tabla 25*.

Tabla 25

Conclusión de selección de tipo de material.

	Velocidad	Costo	Peso	Potencia	Torque	Precisión	Resolución	Suma	Pondera	Prioridad
Servomotor	0,059	0,127	0,127	0,049	0,118	0,029	0,015	0,377	0,554	1
Motor a pasos	0,059	0,064	0,064	0,098	0,118	0,059	0,020	0,304	0,446	2
							Suma	0,681	1	

Análisis y selección del diseño.

- La velocidad del servomotor no es ni muy rápido, ni muy lento igual que un motor a pasos, de igual forma en su torque y precisión. Siendo características que cumplen cualquiera de los dos tipos de motores.
- En cuanto al costo, el servomotor es más económico a comparación de un motor a pasos de un torque alto.
- Un servomotor es liviano y de fácil implementación a diferencia de un motor a pasos, que por su estructura y componentes internos es más pesado.
- La potencia que requiere un motor a pasos es mucho mayor, lo que implica mucha más complejidad al momento de realizar su control y circuitería.
- El actuador escogido para cumplir con el movimiento de extensión y contracción del brazo así como el movimiento de supinación y pronación de la muñeca es un

servomotor, ya que con los puntos anteriores se concluye que cumple con las características principales que son torque, velocidad y que no sea pesado.

3.3.3 Diseño de detalle.

3.3.3.1. Diseño de elementos de la Estructura

Una vez que hemos seleccionado el material que conformará el exoesqueleto, se procede a realizar el análisis del diseño organizado de cada una de las partes del exoesqueleto, de igual manera se estudia todos sus elementos en varios software de diseño mecánico como Autocad, Rhinoceros y Solidwork.

En el Capítulo 2 se conoció diferentes exoesqueletos desarrollados anteriormente, a partir de ello se procedió analizarlos para tomarlas como referencia. El diseño de sus componentes mecánicos es desarrollado para que se adapte al brazo derecho, que sea sencillo y funcional.

Previamente se indicó que el miembro superior está formado por cuatro segmentos: hombro, brazo, antebrazo y mano, cabe destacar que en el hombro no habrá mucho enfoque. Sin embargo se debe diseñar una estructura que permita el movimiento del hombro de forma libre.

Con respecto a lo anteriormente explicado se contempló que la estructura debe tener juntas, las cuales deben estar a la misma altura de las uniones del brazo de una persona. También segmentos individuales, las cuales serán ensambladas posteriormente con sus respectivas uniones. Cada pieza individual será nombrada como eslabones.

Para empezar a diseñar de manera correcta primero se tomó en consideración la estatura de la persona y las medidas correspondientes de su brazo, antebrazo, muñeca, en la *Tabla 26* se observa las medidas de cada segmento.

Tabla 26*Medidas del brazo de la persona de prueba*

Sección de la extremidad superior	Longitud (cm)
Brazo	20
Antebrazo	30
Muñeca	7

El diseño mecánico garantiza que las diferentes piezas soporten las cargas que actúan en el exoesqueleto. Con el diseño mecánico también podemos analizar el funcionamiento general que tendrá la estructura del exoesqueleto con un óptimo material.

Para el correcto diseño se toma como modelo a una persona con un peso de 62 Kg. Por consiguiente aplicamos las fórmulas de Clauster (ver 1.) y obtenemos los valores que se detalla en la *Tabla 27*, así tendremos una semejanza del peso de cada segmento del miembro superior derecho.

Aplicando la fórmula general a cada segmento obtenemos:

Brazo:

$$\text{peso por segmento} = \% \text{ segmento} \times \text{peso corporal} \quad (1)$$

$$\text{peso x segmento} = 0.026 \times 62 [\text{kg}]$$

$$\text{peso x segmento} = 1.61 [\text{kg}]$$

Antebrazo:

$$\text{peso x segmento} = 0.99 [\text{kg}]$$

Mano:

$$\text{peso por segmento} = \% \text{ segmento} \times \text{peso corporal}$$

$$\text{peso x segmento} = 0.434 \text{ [kg]}$$

Antebrazo conjunto con mano (Muñeca):

$$\text{peso por segmento}_{\text{muñeca}} = \text{peso por segmento}_{\text{antebrazo}} + \text{peso por segmento}_{\text{mano}}$$

$$\text{peso por segmento}_{\text{muñeca}} = 0.99[\text{kg}] + 0.434[\text{kg}]$$

$$\text{peso por segmento}_{\text{muñeca}} = 1.424 \text{ [kg]}$$

Miembro Superior:

$$\text{peso por segmento}_{\text{miembro s}} = \text{peso por segmento}_{\text{brazo}} + \text{peso por segmento}_{\text{muñeca}}$$

$$\text{peso por segmento}_{\text{miembro s}} = 1.61[\text{kg}] + 1.424[\text{kg}]$$

$$\text{peso por segmento}_{\text{miembro s}} = 3 \text{ [kg]}$$

Para el posterior análisis se calcula las fuerzas que ejercerán sobre el exoesqueleto, para lo cual es necesario la masa del servomotor que según el fabricante pesa 60 gr, las masas de los segmentos calculadas que se detalla en la *Tabla 27* y la masa de la estructura; la que se obtiene gracias a Solid Works 2016, los resultados obtenidos se observa en la *Tabla 28*.

Tabla 27

Masa de los segmentos que constituyen el miembro superior.

Segmento	Masa corporal [kg]
Brazo	1.61
Antebrazo y Mano	1.424
Miembro Superior	3
Servomotor	Su masa según fabricante es: 52 gr

Tabla 28
Masa de la estructura del exoesqueleto.

Segmento	Masa estructura[kg]	
Brazo	Soportes Hombro	0.213
	Eslabón Brazo	0.113
	Acoples	0.058
	Σ=	0.38
Antebrazo y Mano	Soportes Muñeca	0.493
	Eslabón Antebrazo	0.037
	Mano-Gripper	0.067
	Acoples	0.057
	Piñon	0.00835
	Σ=	0.66
Miembro Superior	1.6	
Servomotor	Su masa según fabricante es: 52 gr	

$$F = m \times a \quad (2)$$

Fuerza calculada en la estructura

$$F_1 = (m_e + m_{ms} + m_{ser} \times 2) \times g$$

$$F_1 = 48 \text{ N}$$

En donde:

m_e : masa total del ensamble del exoesqueleto

m_{ms} : masa del miembro superior

m_{ser} : masa total de servomotores

Fuerza a la altura del brazo

$$F_2 = (m_b + m_{atm} + m_{esb} + m_{enat} + m_{mgr} + m_{ser} \times 2) \times g$$

$$F_2 = 40.67 \text{ N}$$

En donde:

m_b : masa del brazo

m_{atm} : masa del antebrazo y mano

m_{enb} : masa ensable del eslabon brazo

m_{enat} : masa ensable del eslabon antebrazo

m_{mgr} : masa de mano – gripper

m_{ser} : masa total de servomotores

Fuerza a la altura del antebrazo

$$F_3 = (m_{atm} + m_{enat} + m_{mgr} + m_{ser} \times 2) \times g$$

$$F_3 = 23.23 \text{ N}$$

Dónde:

m_{atm} : masa del antebrazo y mano

m_{esat} : masa ensable del eslabon antebrazo

m_{mgr} : masa de mano – gripper

m_{ser} : masa total de servomotores

Con la ecuación siguiente (ver 3) se puede calcular el torque máximo que deberá tener el servo motor en cada sección del brazo, tomando en cuenta un ángulo de 90 grados, como el peso por cada segmento está en el centro de gravedad, dividimos para dos.

$$\text{Par} = \text{Fuerza} \times \text{Distancia} \quad (3)$$

La ubicación de los momentos del sistema se muestra en la Figura 39 y así calcular el torque.

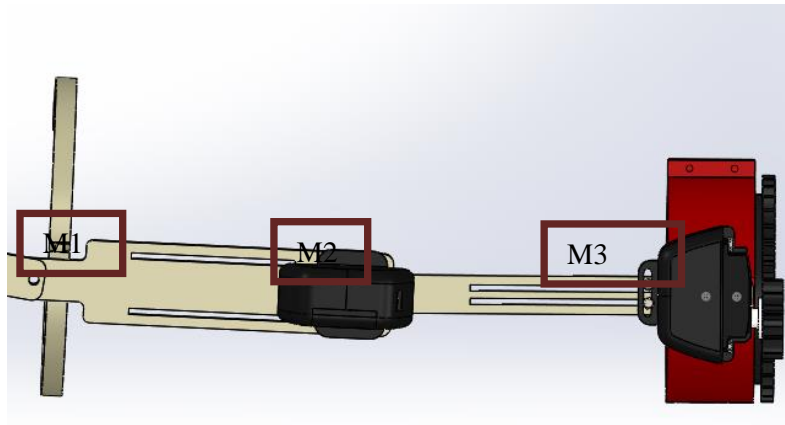


Figura 39. Ubicación de los actuadores y momentos

Torque 1

En la Figura 40 se observa la distancia entre los dos segmentos para el cálculo del primer torque (ver 4).

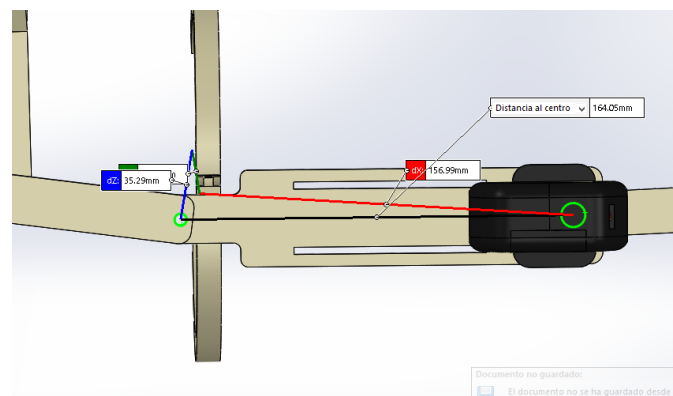


Figura 40. Distancia entre segmentos primer momento

$$T_1 = w_1 \times d \quad (4)$$

En donde:

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

$$T_1 = 1.72 \text{ kg} \times \left(\frac{16.405}{2} \right) \text{ cm}$$

$$T_1 = 12.11 \text{ kg.cm} = 1.18 \text{ N.m}$$

Torque 2

El segundo cálculo se lo realiza de igual manera como el primer cálculo (ver 5).

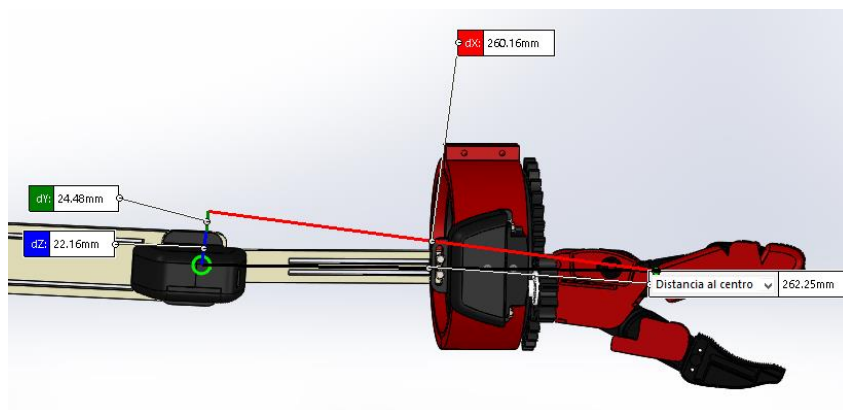


Figura 41. Distancia entre segmentos segundo momento.

$$T_2 = w_2 \times d \quad (5)$$

En donde:

$w = \text{peso del antebrazo y mano} + \text{peso del ensamble antebrazo y mano}$

$$T_2 = 1.66 \text{ kg} \times \left(\frac{26.22}{2} \right) \text{ cm}$$

$$T_2 = 16.23 \text{ kg.cm}$$

Torque 3

Para el torque del eje donde gira el engrane y con ende hace girar la muñeca se aplica la Ecuación 6, relacionando el movimiento como se muestra en la Figura 42.

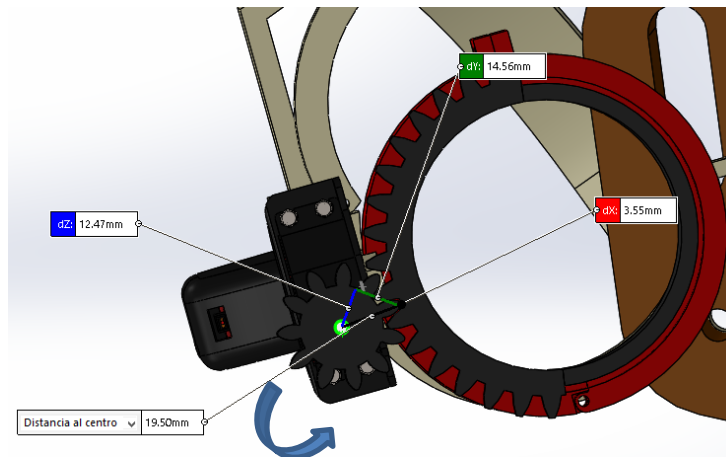


Figura 42. Movimiento rotatorio del juego de engranes.

$$T_3 = \alpha \times I \quad (6)$$

$$I = \frac{m \times r^2}{2}$$

$$\alpha = \frac{\omega}{t}$$

Como la muñeca girara máximo 180 grados se considera:

$$360 \text{ grados} = 1 \text{ rev.}$$

$$180 \text{ grados} = 0.5 \text{ rev.}$$

$$\omega = \frac{\text{revoluciones}}{1s} = \frac{0.5 \text{ rev}}{s} = \frac{2\pi \text{ rad}}{1 \text{ rev}} = 3.36 \frac{\text{rad}}{s}.$$

$$T_3 = \frac{\omega}{t} \times \frac{m \times r^2}{2}$$

Dónde:

Angulo: en radianes

I: inercia

r: radio de la circunferencia

t: será 1.3 segundos puesto que es el tiempo requerido para la rotación de la muñeca que no sea ni brusco ni tan lento.

M= Peso mano+ Peso mano-gripper+ Peso mecanismo de engrane

$$T_3 = \frac{3.36 \frac{rad}{s}}{1.3 s} \times \frac{2.15 kg \times (1.95)^2}{2}$$

$$T_3 = 11.11 kg.cm$$

A continuación se detalla los máximos pares de torque que puede ejercer el brazo en una persona que tiene un peso de 62 Kg, en cada uno de sus movimientos.

Tabla 29
Máximos torques que ejerce el brazo

HOMBRO	
Flexión / extensión	12.11 kg. cm
CODO	
Flexión / extensión	16.23 kg. cm
ANTEBRAZO	
Supinación/Pronación	11.11kg.cm

Una fórmula recomendada para el diseño de máquinas en eslabones pequeños y medianos, es la fórmula de J. B. Johnson (ver 8), ya que existe el intervalo de L/r (esbeltez efectiva real del eslabón) (ver 7) menor que C (valor de transición).

En la Figura 43 se muestra el soporte espaldar, el cual está encargado de mantener el peso del exoesqueleto, haciendo que la persona no cargue con todo el peso del exoesqueleto.

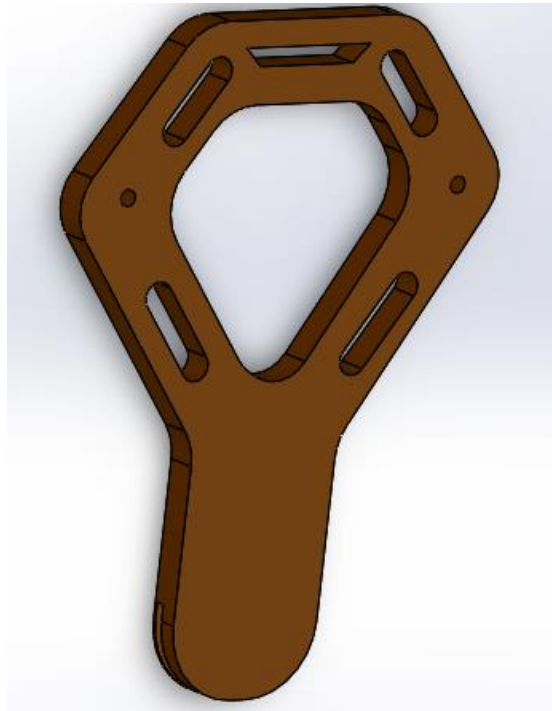


Figura 43. Soporte del espaldar del exoesqueleto

$K = 2.1$ columna empotrada libre.

$A = 0.000638$ [m²].

$D = 0.4$ [m].

$E = 71$ [GPa]

$S_y = 28$ [MPa].

$P = 70$ [N]

Dónde:

K = constante que depende del extremo fijo,

A = área del eslabón (columna),

D = longitud del espaldar,

E = módulo de elasticidad del material,

S_y = resistencia de fluencia del material

C_c = constante del eslabón (columna)

r = radio de giro de la pieza.

KL/r = relación de esbeltez.

$$r = 0.264xD \quad (7)$$

$$r = 0.264x0.4$$

$$r = 0.10$$

$$\frac{K.L}{r} = \frac{2.1x0.4}{0.10}$$

$$\frac{K.L}{r} = 8.10$$

Se analiza con la fórmula de Johnson porque se refiere a una columna corta (eslabón),

$$P_{cr} = A s y \left[1 - \frac{S y \left(\frac{K L}{r} \right)^2}{4 \pi^2 E} \right] \quad (8)$$

$$P_{cr} = 0.000638 \times 28 \times 10^6 \left[1 - \frac{28 \times 10^6 (8.10)^2}{4 \pi^2 \times 71 \times 10^9} \right]$$

$$P_{cr} = 17852.3 [kN]$$

Siendo P_{cr} la carga crítica donde el eslabón comenzará a pandearse para lo cual se aplica un factor de diseño $N = 3$ (ver 9).

$$P_a = \frac{P_{cr}}{N} \quad (9)$$

$$P_a = \frac{17852.3}{3}$$

$$P_a = 5884.97 [N]$$

Así obtenemos la carga admisible, la cual es mayor a la carga real aplicada P, por lo tanto el eslabón será capaz de resistir carga del miembro superior derecho.

En la Figura 44 se muestra el soporte para los eslabones del brazo bajo las condiciones que se muestran a continuación.

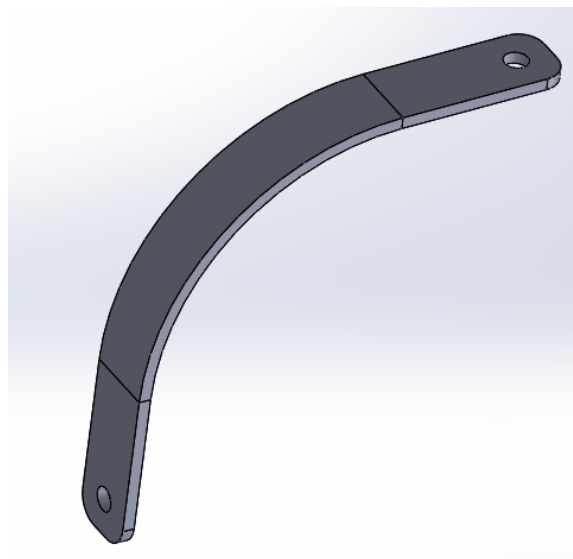


Figura 44. Soporte de los eslabones de la sección brazo

$K = 2.1$ columna empotrada libre.

$A = 0.000143$ [m²].

$L = 0.286$ [m].

$E = 71$ [GPa]

$S_y = 28$ [MPa].

$P = 50$ [N]

$$r = \frac{B}{\sqrt{12}}$$

$$r = 16.743 \times 10^{-3}$$

$$\frac{K.L}{r} = \frac{2.1 \times 0.286}{16.743 \times 10^{-3}}$$

$$\frac{K.L}{r} = 35.87$$

De igual manera se analiza con la fórmula de Johnson al igual que el soporte del espaldar.

$$P_{cr} = A s_y \left[1 - \frac{S_y \left(\frac{K.L}{r} \right)^2}{4 \pi^2 E} \right]$$

$$P_{cr} = 3952.54 [kN]$$

Siendo P_{cr} la carga crítica donde el eslabón comenzará a pandearse para lo cual se aplica un factor de diseño $N = 3$.

$$P_a = \frac{P_{cr}}{N}$$

$$P_a = 1317.51 [N]$$

Así como el caso anterior analizamos la carga admisible, la cual es mayor a la carga real aplicada P , por lo tanto el eslabón será capaz de resistir la carga de la sección del brazo establecida.

En la Figura 45 se muestra el eslabón del brazo, el cual estará adaptado al brazo para moverse conjuntamente con el mismo y será fijo para realizar el movimiento de flexión y extensión trabajando bajo las siguientes condiciones:

$$F = 39.2 \text{ [N]} \quad \sigma_{\text{perm}} = 38 \text{ [MPa]}.$$

Dónde:

F = fuerza aplicada.

σ_{perm} = esfuerzo permisible.

R = reacciones en los extremos.

M_{max} = momento máximo.

S = módulo de sección (real y requerido)

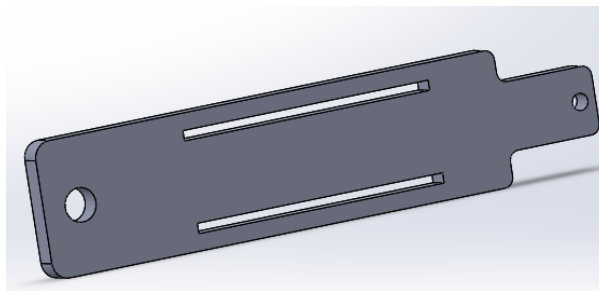


Figura 45. Eslabón del brazo del exoesqueleto

$$R_A - F + R_B = 0$$

$$R_A + R_B = F$$

$$R_A = R_B = \frac{F}{2}$$

$$R_A = 19.6 \text{ [N]}$$

$$M_{\text{max}} = 3.038 \text{ [Nm]}$$

Se grafica los valores obtenidos en un diagrama de momentos, donde se observa el comportamiento del eslabón del brazo y los puntos donde se generan los momentos más altos, tal como se muestra en la Figura 46.

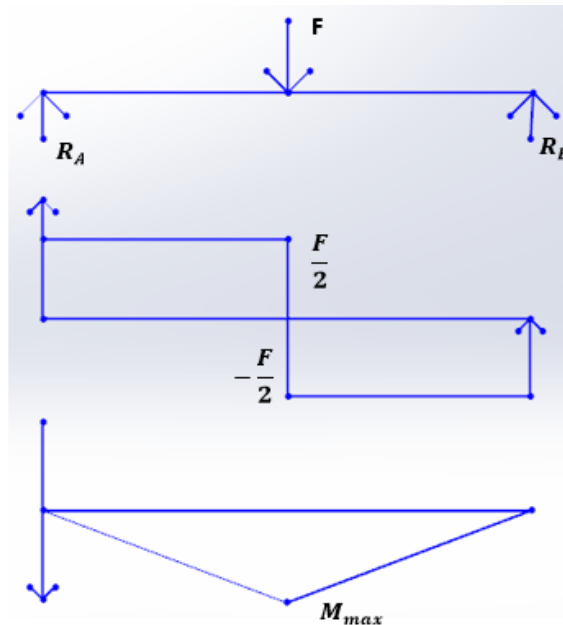


Figura 46. Diagrama de momentos del eslabón brazo

Con los valores obtenidos de momento máximo se calcula otros valores que son los indispensables para el exoesqueleto.

Según la tabla de propiedades de áreas que se la encuentra en el **Anexo** se aplica la fórmula indicada de Módulo de Sección (S) de un área rectangular (ver 10).

$$S = \frac{1}{6}bh^2 \quad (10)$$

$$S = \frac{1}{6}(0.002)(0.032)^2$$

$$S = 341.333x10^{-9}[m^3]$$

$$\sigma_{max} = \frac{M_{max}}{S}$$

$$\sigma_{max} = \frac{3.038}{341.33x10^{-9}}$$

$$\sigma_{max} = 8.9x10^6[Pa]$$

$$S_{req} = \frac{M_{max}}{\sigma_{perm}}$$

$$S_{req} = \frac{3.038}{38x10^6}$$

$$S_{req} = 79.947x10^{-9}[m^3]$$

Los resultados obtenidos nos indican que el S_{req} es inferior al S del eslabón del brazo, asegurando así que el eslabón es apto para soportar la carga en el brazo.

En la Figura 47 se muestra el eslabón del antebrazo el cual será expuesto al movimiento de flexión y extensión. Este eslabón trabaja al igual que una viga en voladizo y se considera para el efecto las condiciones siguientes:

$$F = 39.2 [N]$$

$$\sigma_{perm} = 38 [MPa]$$

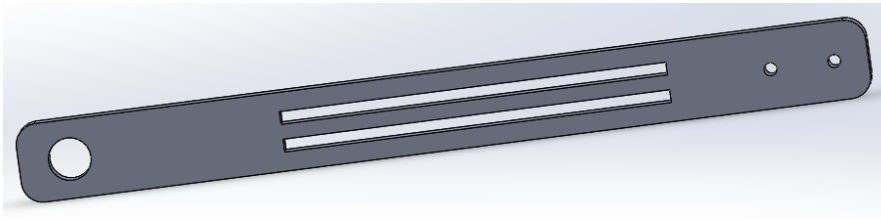


Figura 47. Eslabón del antebrazo del exoesqueleto

$$R_A - F = 0$$

$$R_A = 39.2[N]$$

$$M_{max} = 9.8[Nm]$$

Se grafica los valores obtenidos en un diagrama de momentos donde se observa el comportamiento del eslabón del antebrazo y los puntos donde se generan los momentos más altos, tal como se muestra en la Figura 48.

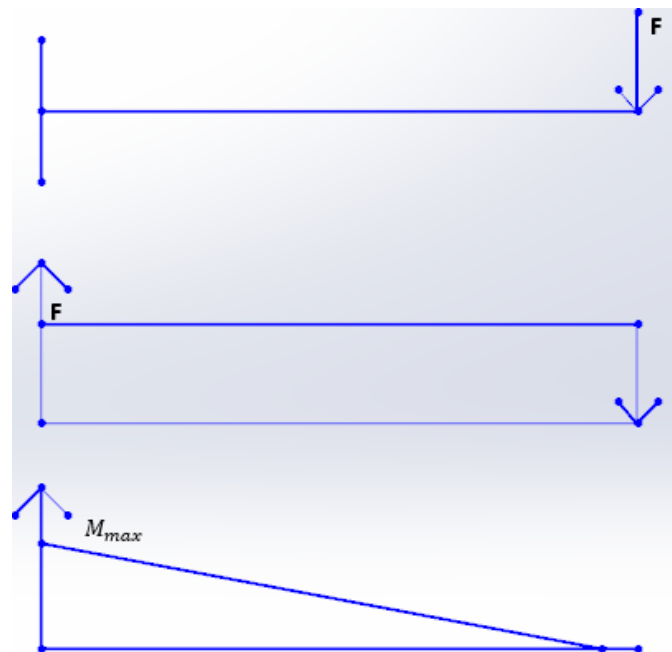


Figura 48. Diagrama de momentos del eslabón antebrazo

De igual manera como se aplicó en el cálculo para el eslabón del brazo, según la tabla de propiedades de áreas que se la encuentra en el Anexo se aplica la fórmula indicada de Módulo de Sección (S) de un área rectangular.

$$S = \frac{1}{6}bh^2$$

$$S = 394.333 \times 10^{-9} [m^3]$$

$$\sigma_{max} = \frac{M_{max}}{S}$$

$$\sigma_{max} = 24.852 \times 10^6 [Pa]$$

$$S_{req} = \frac{M_{max}}{\sigma_{perm}}$$

$$S_{req} = 257.895 \times 10^{-9} [m^3]$$

Dichos resultados nos permiten demostrar que el S_{req} es inferior al S del eslabón del brazo, con el tenemos la seguridad que el eslabón si soporta la carga del brazo.

3.3.3.2. Diseño del sistema de engranes-movimientos de pronación y supinación.

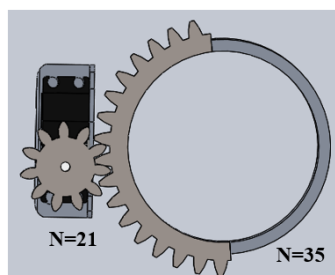


Figura 49. Tren de engranes para mecanismo de giro de la muñeca

El diseño de la transmisión de movimiento de los engranes consta de dos partes, la primera es el diseño del piñón y la segunda es el diseño del engrane, para ello tenemos que calcular la relación de momentos entre el piñón y el engrane aplicando la fórmula de relación de momentos (ver 11).

$$R_t = \frac{N_E}{N_P} = \frac{Z_E}{Z_P} \quad (11)$$

$$R_t = \frac{35}{21}$$

$$R_t = 1.67$$

Con la relación de momentos antes calculado que es de 1.67, el número de dientes del piñón que es de 21 y del engrane que es de 35, con un módulo de 3 y su ángulo 20 grados, se realiza el diseño completo del piñón como del engrane.

- **Diseño del piñón:**

Torque del piñón.

El torque sobre el eje del piñón fue calculado previamente en los cálculos de torque de cada motor, así tenemos el torque dos que en este caso será el torque del piñón.

$$T_3 = T_p$$

$$T_p = 11.11 \text{ kg.cm} \times 0.8681$$

$$T_p = 10.10 \text{ lb.in}$$

Torque de salida.

$$T_g = m_g \times T_p \quad (12)$$

$$T_g = 1.67 \times 10.10 = 16.87 \text{ lb} - \text{in}$$

$$m = \frac{d}{N}$$

$$3 = \frac{d_p}{21}$$

$$d_p = 63 \text{ mm} \approx 2.48 \text{ in}$$

$$P_d = \frac{21}{d_p} \quad (13)$$

$$P_d = 8.46 \text{ in}$$

Carga transmitida.

$$W_t = \frac{T_p}{\frac{d_p}{2}} \quad (14)$$

$$W_t = \frac{10.10}{\frac{2.48}{2}} = 8.14 \text{ lb}$$

Componente radial.

$$W_r = W_t \times \tan \phi \quad (15)$$

$$W_r = 8.14 \times \tan(20^\circ) = 2.96 \text{ lb}$$

Carga total

$$W = \frac{W_t}{\cos(\phi)} \quad (16)$$

$$W = \frac{8.14}{\cos(20^\circ)} = 8.65 \text{ lb}$$

Cálculo del ancho de cara para el piñón y engrane

Ancho de cara en función del pd.

$$\frac{8}{P_d} < F < \frac{16}{P_d} \quad (17)$$

$$F = \frac{12}{8.46} = 1.4 \text{ in}$$

Suponiendo carga y fuentes uniformes $K_a = 1$.

Tabla 30
Factores Km de distribución de carga

Factores Km de distribución de carga		
Ancho de cara		Km
in	(mm)	
<2	50	1,6
6	150	1,7
9	250	1,8
>20	500	2

Fuente: (Norton, 2011, pág. 577)

Como calculamos que el ancho de la cara es 1.4 in, entonces la distribución de carga K_m es 1,6.

Cálculo del factor dinámico K_v

$$V_t = \frac{d_p}{2} \times \omega_p \quad (18)$$

$$V_t = \frac{2.48 \text{ in}}{2 \times 12} \times 1000 \text{ rpm} \times 2\pi = 649.264 \text{ ft}/\text{min}$$

$$6 \leq Q_v \leq 11$$

$$B = \frac{(12 - Q_v)^{2/3}}{4} \quad (19)$$

$$B = \frac{(12 - 6)^{2/3}}{4} = 0.825$$

$$A = 50 + 56(1 - B) \quad (20)$$

$$A = 50 + 56(1 - 0.825) = 59.773$$

$$K_v = \left(\frac{A}{A + \sqrt{V_t}} \right)^B \quad (21)$$

$$K_v = \left(\frac{59.773}{59.773 + \sqrt{649.264}} \right)^{0.825} = 0.74$$

Los factores restantes son los siguientes:

Factor de tamaño $K_s = 1$

Factor de espesor del aro $K_B = 1$, porque es un engrane plano.

Tabla 31
Aplicación de factores Ka

Aplicación de factores Ka			
Máquina impulsada			
Máquina impulsora	Uniforme	Impacto moderado	Impacto fuerte
Uniforme (motor eléctrico, turbina)	1	1,25	1,75 o mayor
Impacto suave (motor de varios cilindros)	1,25	1,5	2,00 o mayor
Impacto medio (motor de un solo cilindro)	1,5	1,75	2,25 o mayor

Fuente: (Norton, 2011, pág. 577)

Encontramos el factor de aplicación que tendrá el exoesqueleto que es el valor de K_a , cuyo valor será de 1 porque el movimiento que tendrá el movimiento de la muñeca del exoesqueleto no tiene ningún impacto y es uniforme.

Factor geométrico J de resistencia a la flexión.

Tabla 32
Factor geométrico J para flexión para ángulo de 20

Factor geométrico J para flexión de la AGMA, para 20° y dientes de profundidad total con carga del HPSTC													
Dientes en el piñón													
dientes en el engrane	12	14	17	21		26		35		55		135	
				P	G	P	G	P	G	P	G	P	G
12													
14													
17													
21					33	33							
26					33	35	35	35					
35					34	37	36	38	39	39			
55					34	4	37	41	4	42	43	43	
135					35	43	38	44	41	45	45	47	49

Fuente: (Norton, 2011, pág. 574)

Como vemos el factor geométrico J hace relación entre el piñón y el engrane, la relación entre ambos no es de uno por lo que se encuentra el factor geométrico J según la *Tabla 32* que es de 0.37.

Ecuación de la AGMA esfuerzo de flexión

$$\sigma_{bp} = \frac{w_t \times P_d}{F \times J} \times \frac{K_a \times K_m}{K_v} \times K_s \times K_B \quad (22)$$

$$\sigma_{bp} = \frac{8.14 \times 8.46}{1.4 \times 0.37} \times \frac{1 \times 1.6}{0.74} \times 1 \times 1 = 287.44 \text{ psi}$$

Tabla 33
Características del piñón encontrado.

# DIENTES	ÁNGULO	ANCHO DE CARA		MÓDULO
		In	mm	
21	20	1.4	21	3

- **Diseño del engrane**

En el mecanismo para la muñeca del exoesqueleto diseñado el piñón hace contacto con el engrane y el mismo moverá la muñeca de la persona siendo su transmisión y velocidad diferentes a la del motor, por lo tanto se debe calcular las características del engrane que forma parte del mecanismo.

Como ya conocemos la relación de movimiento entre el piñón y el engrane que es de 1.67 procedemos a realizar los cálculos siguientes:

Torque de salida

$$\mathbf{Torque_salida = Torque_motor \cdot m_A} \quad (23)$$

$$Torque_salida = 0.87 \text{ Nm} \cdot 1.67 = 1.46 \text{ Nm} \cong 12.96 \text{ lb in}$$

Velocidad de salida

$$\mathbf{Vel_salida = Vel_motor \cdot m_v} \quad (24)$$

$$Vel_salida = 160 \text{ rad/s} \cdot 0.599 = 95.84 \text{ rad/s} \cong 915.2 \text{ rpm}$$

Con estos datos obtenemos la potencia de salida

$$\mathbf{Potencia = velocidad \left(\frac{rad}{s} \right) \cdot Torque(Nm)} \quad (25)$$

$$Potencia = 95.84 \text{ rad/s} \cdot 1.46 \text{ Nm} = 139.92 \text{ W} \cong 0.1876 \text{ hp}$$

$$\mathbf{T_p = \frac{P}{\omega_p}} \quad (26)$$

$$T_p = \frac{0.1876 \text{ hp} \left(6600 \frac{\text{in} \cdot \text{lb}}{\text{hp}} \right)}{915.2 \text{ rpm} \left(\frac{2\pi \text{ rad}}{60 \text{ rpm}} \right)}$$

$$T_p = \frac{1238.16}{95.83} = 12.9 \text{ lb. in}$$

Torque de salida

La relación de transmisión entre el eje y el engrane es de $m_g = 1$

$$T_g = m_g \times T_p \quad (27)$$

$$T_g = 1.67 \times 12.9 = 21.58 \text{ lb} - \text{in}$$

$$m = \frac{d}{N}$$

$$3 = \frac{d_p}{35}$$

$$d_p = 105 \text{ mm} \approx 4.13 \text{ in}$$

$$P_d = \frac{N}{d_p} \quad (28)$$

$$P_d = \frac{35}{4.13}$$

$$P_d = 8.47 \text{ in}$$

Carga transmitida

$$W_t = \frac{T_p}{\frac{d_p}{2}} \quad (29)$$

$$W_t = \frac{12.9}{\frac{4.13}{2}} = 6.24 \text{ lb}$$

Componente radial

$$W_r = W_t \times \tan \phi \quad (30)$$

$$W_r = 6.24 \times \tan(20^\circ) = 2.27 \text{ lb}$$

Carga total

$$W = \frac{W_t}{\cos(\phi)} \quad (31)$$

$$W = \frac{6.24}{\cos(20^\circ)} = 6.63 \text{ lb}$$

Cálculo del ancho de cara para el engrane

Ancho de cara en función del p_d

$$\frac{8}{P_d} < F < \frac{16}{P_d} \quad (32)$$

$$F = \frac{12}{P_d} \quad (33)$$

$$F = \frac{12}{8.47} = 1.4 \text{ in}$$

Cálculo del factor dinámico K_v

$$V_t = \frac{d_p}{2} \times \omega_p \quad (34)$$

$$V_t = \frac{4.13 \text{ in}}{2 \times 12} \times 915.2 \text{ rpm} \times 2\pi = 992.7 \text{ ft}/\text{min}$$

$$6 \leq Q_v \leq 11$$

$$B = \frac{(12 - Q_v)^{2/3}}{4} \quad (35)$$

$$B = \frac{(12 - 6)^{2/3}}{4} = 0.825$$

$$A = 50 + 56(1 - B) \quad (36)$$

$$A = 50 + 56(1 - 0.825) = 59.773$$

$$K_v = \left(\frac{A}{A + \sqrt{V_t}} \right)^B \quad (37)$$

$$K_v = \left(\frac{59.773}{59.773 + \sqrt{992.7}} \right)^{0.825} = 0.705$$

Factor de tamaño $K_s=1$

$K_B=1$, siendo un engrane plano.

$K_a=1$ como se tiene un movimiento uniforme y el valor se obtiene de la Tabla 14.

K_m como sabemos es la distribución de carga y será 1.6 ya que el ancho de cara es de 1.4 como podemos observar en la Tabla 30.

De la *Tabla 32* obtenemos el factor geométrico J que será de 0.34 tomando en consideración que el número de dientes del piñón es 21 y el número de dientes del engrane es 35.

Ecuación de la AGMA esfuerzo de flexión

$$\sigma_{bp} = \frac{w_t \times P_d}{F \times J} \times \frac{K_a \times K_m}{K_v} \times K_s \times K_B \quad (38)$$

$$\sigma_{bp} = \frac{6.24 \times 8.47}{1.4 \times 0.34} \times \frac{1 \times 1.6}{0.705} \times 1 \times 1$$

$$\sigma_{bp} = \frac{84.56}{0.33} = 256.24 \text{ psi}$$

Tabla 34

Características del engrane encontrado.

# DIENTES	ÁNGULO	ANCHO DE CARA		MÓDULO
		in	Mm	
35	20	1.4	21	3

Las características del engrane y piñón que vamos a construir se detallan en la *Tabla 33* y *Tabla 34* respectivamente, es importante señalar además que para su construcción fueron necesarios otros datos importantes como el esfuerzo a la flexión que tendrá, el cual es el adecuado según la norma AGMA, con todos estos datos se diseña el piñón y el engrane construyéndole en software de manera geométrica, tal como se indica en la *Figura 50* y *Figura 51*. Para el diseño del piñón en el software se usa un módulo de $m = 3$; $N = 21$ dientes y un ángulo de presión de 20° .

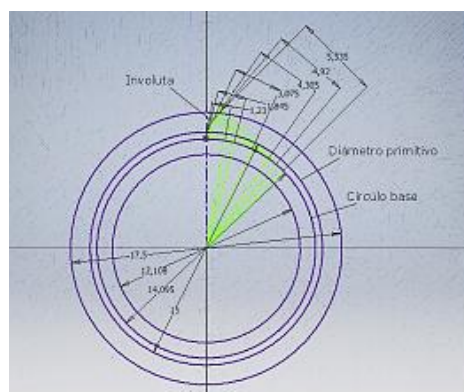


Figura 50. Diseño del engrane de manera geométrica

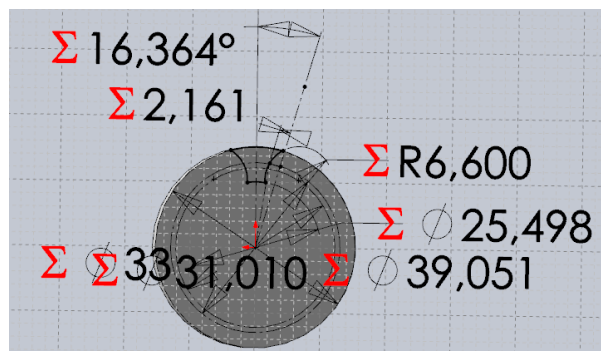


Figura 51. Datos para el diseño de uno de los dientes.

El sistema final del mecanismo de un par de engranajes rectos se muestra en la Figura 52, donde observamos que engranan adecuadamente y establecen los movimientos de supinación-pronación de la muñeca.

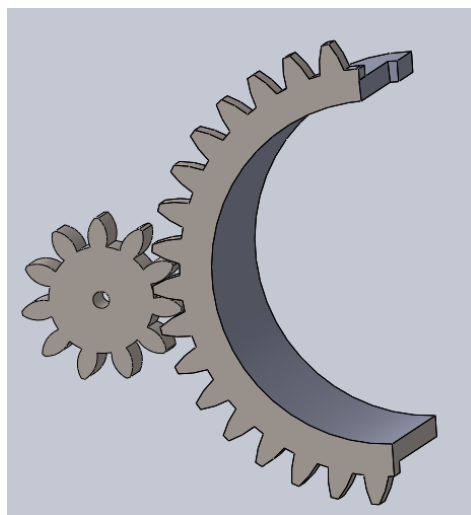


Figura 52. Sistema de Engranaje final Piñon-Engrane

3.4 Módulo 2: Efecto final

3.4.1 Subsistema 1: Transmisión de potencia

Tomando en consideración todas las condiciones y requerimientos necesarios, se diseña el efecto final teniendo como requisito que la mano pueda ser incrustada en el mismo, adaptándose al movimiento del gripper, para ello se debe analizar las características técnicas:

tipo de transmisión de potencia, material, y tamaño. Además de ciertas características físicas como: que sea estético, adaptable a la mano, sin colisiones y tenga buen agarre.

- **Material del efector final**

Para el material del gripper se tomó en cuenta dos alternativas: ABS o aluminio, en la *Tabla 35* y *Tabla 36* se muestra las ventajas y desventajas de cada material.

Tabla 35
Ventajas y Desventajas del ABS.

ABS	
Ventajas	Desventajas
Es Estético	Existe un desgaste en mecanismo que serán sometidos a rozamiento.
No es necesario mecanizar para obtener el acabado de las piezas.	Costo un poco elevado que depende del proceso de impresión 3D
Piezas con ciertos diseños complejos se los puede obtener mediante la impresión	Poca resistencia.
Tolerancia en construcción de +/- 0.1mm	
Es un material ligero.	

Fuente: (MakeltFrom, 2009)

Tabla 36
Ventajas y Desventajas del Aluminio.

Aluminio	
Ventajas	Desventajas
Es un material ligero.	Piezas pequeñas es de difícil mecanizado.
Es un material resistente.	El costo para obtener un producto final en aluminio es elevado.
	No es posible obtener piezas con una constitución compleja

Fuente: (VALENCIANA DE ALUMINIOS, 2016)

- **Tipo de Efector final**

Para determinar qué tipo de efector final es adecuado para el exoesqueleto diseñado, consideramos las diferentes formas que podrían accionarse las pinzas del efector final, las ideas propuestas se desarrollan a continuación.

- **Gripper accionado por un tornillo sin fin.**

El primer diseño que se muestra en la Figura 53 consta de un accionamiento mediante un tornillo sin fin, el cual será sujeto a un servomotor mediante un eje incrustado o adaptado en el mismo, el cual al rotar desplaza la zona central que enlaza las pinzas del gripper generando el cierre y apertura de la misma.

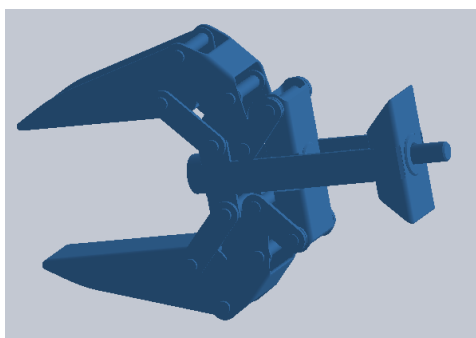


Figura 53. Diseño previo del efector final con tornillo sin fin

Sin embargo existen ciertas ventajas y desventajas que debemos considerar y se indican en la Tabla 37. Cabe destacar que la característica principal por la que es descartado este tipo de diseño es porque no puede ser adaptado a la mano de manera correcta sino es un gripper para que esté afuera de la mano.

Tabla 37.

Ventajas y desventajas del efector final con tornillo sin fin.

Ventajas	Desventajas
No existe un adecuado sincronismo de movimiento de las pinzas	Dificultad en la unión del eje con el actuador. Podría tener una interferencia cuando la zona principal (central) realice su función. . Al trabajar con un servomotor existe la posibilidad que no gire lo necesario para que agarre el objeto puesto que el servomotor tiene un tope de giro.

- **Gripper accionado por cables**

El segundo diseño que se muestra en la Figura 54 planteado está ligado a cables para mover las pinzas de agarre, en este tipo de accionar se busca también un mejor agarre y un uso más correcto del servomotor.

El diseño consistió en formar un sistema tensor donde estará compuesto por cables que trabajen entre sí, el sistema se une al actuador y así las pinzas se cierran o se abran.

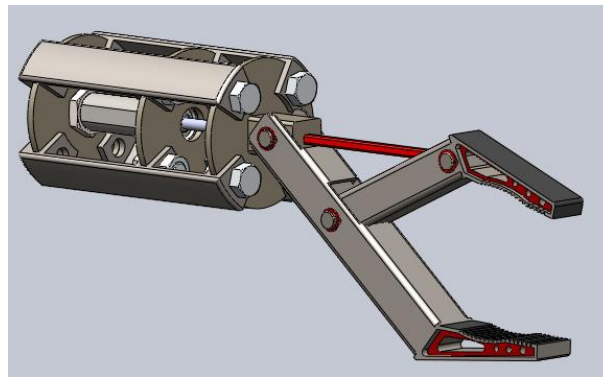


Figura 54. Diseño previo del efector final con cables

Para poder verificar si el diseño de este tipo de accionamiento es adecuado se tomó en cuenta las ventajas y los posibles problemas que podremos tener como se muestra en la Tabla

38

Tabla 38

Ventajas y desventajas del efector final con cables

Ventajas	Problemas
No es necesario maquinar piezas como tornillo sin fin o engranes	<p data-bbox="730 1700 1264 1800">Posible mal funcionamiento por causas como características de los cables y de las guías.</p> <p data-bbox="730 1807 1264 1872">La unión del servomotor con los cables es de difícil implementación.</p> <p data-bbox="730 1879 1264 1977">Posibles problemas de rozamiento entre las pinzas puesto que los ejes de rotación podían variar por la fricción.</p>

Con la tabla anterior se afirma que se tendrá problemas con este diseño, además que al igual que el anterior diseño no es adaptable a la mano, al realizar un accionar con cables, tendremos desgaste y al existir desgaste se pueden producir fisuras por el esfuerzo que se realizará, por lo tanto no es apto para nuestro propósito.

- **Gripper accionado por engranajes.**

Al ser un exoesqueleto que estará en el brazo de una persona se debe considerar que no exista un peso excesivo, por lo que al realizar un diseño con un accionar por medio de engranajes se disminuye el peso, además que el diseño por medio de este tipo de accionamiento solventa los problemas de los diseños anteriores. En la Tabla 39 se muestra las ventajas y desventajas de este diseño.

Tabla 39
Ventajas y desventajas de gripper accionado por engranajes

Ventajas	Problemas
No existe un desgaste continuo, ya que los engranes al ser relación 1:1 se moverán equitativamente.	Si el diseño de los engranes no es el correcto, no existirá una relación adecuado y podría causar problemas de movimiento, por algún tipo de desengrane de los mismos.
La unión del actuador con el engranaje principal es fácil.	
Movimiento uniforme, al tener un accionar por medio de engranes, el agarre será el adecuado por el hecho de ser un mecanismo de potencia.	

3.4.2 Subsistema1: Actuador

Las pinzas que conforman el efector final son accionadas de tal manera que exista un sincronismo entre ellas, por lo tanto se consideró dos tipos de actuadores: servomotores y motor a pasos que serán las dos alternativas para accionar el efector final.

En la *Tabla 40* y *Tabla 41* se detalla las ventajas y desventajas que nos presentan ambas alternativas.

Tabla 40

Ventajas y Desventajas-Servomotores.

Servomotores	
Ventajas	Desventajas
Fácil control	Solo puede girar 180 grados
Su tamaño es apropiado.	Costo un poco elevado
Movimiento estable.	
Liviano.	

Tabla 41

Ventajas y Desventajas-Motor a pasos.

Motores a pasos	
Ventajas	Desventajas
Alta precisión y torque	Su peso es relativamente alto
Fácil de controlar	Necesitan de un driver para ser controlado.
Movimiento estable con giro de 360 grados	Es un motor con movimientos lentos.

Tamaño

El tamaño del efector final debe cumplir con el requerimiento que sus pinzas se adapten a los dedos de la mano, por lo tanto su tamaño será similar a las medidas que tenga la mano de la persona quien usará el exoesqueleto.

Costo

Como las piezas que conforman el efector final serán impresas en 3D, el costo dependerá del tiempo de impresión y la cantidad de material que se necesite.

Selección de material

De igual manera como en el Módulo 1 del apartado 3.3.1 y 3.3.2 se aplica el método ordinal corregido de criterios ponderados, aplicando el mismo procedimiento y que se lo realiza a continuación.

Ponderación por el método ordinal corregido de criterios ponderados

Los criterios son confrontados entre si asignando valores como se muestra a continuación:

1: Si el criterio (manufactura, costo, peso, estética, resistencia) de las filas es superior o mejor; > que los criterios de las columnas.

0,5: Si el criterio (manufactura, costo, peso, estética, resistencia) de las filas es equivalente (=) al de las columnas

0: Si el criterio (manufactura, costo, peso, estética, resistencia) de las filas es inferior o peor; < que el de las columnas

Por lo tanto los criterios de valoración que se consideran para el material que tendrá el efecto final son: fácil de manufacturar, bajo costo, bajo peso, que sea estético y buena resistencia. Procedemos a ponderar los criterios de evaluación para cada una de las alternativas de material obteniendo las siguientes tablas. La característica del peso es de mayor importancia luego viene resistencia, costo, estética y manufactura en sentido de mayor a menor.

Tabla 42

Ponderación de criterios para el tipo de material

Criterio	Manufactura	Costo	Peso	Estética	Resistencia	Suma+1	Pondera
Manufactura		0	0	0	0	1	0,067
Costo	1		0	1	0	3	0,200
Peso	1	1		1	0,5	4,5	0,300
Estética	1	0	0		0	2	0,133
Resistencia	1	1	0,5	1		4,5	0,300
					Suma	15	1

La alternativa A es mayor que la alternativa C.

Tabla 43*Evaluación del material por su manufactura*

Manufactura	Alternativa A	Alternativa C	Suma+1	Pondera
Alternativa A		1	2	0,667
Alternativa B	0		1	0,333
		Suma	3	1

Tabla 44*Evaluación de material costo*

Costo	Alternativa A	Alternativa C	Suma+1	Pondera
Alternativa A		1	2	0,667
Alternativa B	0		1	0,333
		Suma	3	1

La alternativa A es igual que la alternativa C.

Tabla 45*Evaluación de material por su peso*

Peso	Alternativa A	Alternativa C	Suma+1	Pondera
Alternativa A		0,5	1,5	0,500
Alternativa B	0,5		1,5	0,500
		Suma	3	1

Tabla 46*Evaluación de material por su estética*

Estética	Alternativa A	Alternativa C	Suma+1	Pondera
Alternativa A		0,5	1,5	0,500
Alternativa B	0,5		1,5	0,500
		Suma	3	1

La alternativa B es mayor que la alternativa A.

Tabla 47*Evaluación de material por su resistencia*

Resistencia	Alternativa A	Alternativa C	Suma+1	Pondera
Alternativa A		0	1	0,333
Alternativa B	1		2	0,667
		Suma	3	1

Selección de las opciones adecuadas de acuerdo a sus ponderaciones.

Para concluir el material más adecuado para el efector final se analiza la ponderación total, la que sea mayor tendrá mayor prioridad (1) y así hasta la de menor prioridad (3) como se muestra en la *Tabla 48*

*Tabla 48**Conclusión del tipo de material del efector final.*

	Manufactura	Costo	Peso	Estética	Resistencia	Suma+1	Pondera	Prioridad
ABS	0,044	0,133	0,150	0,067	0,100	0,494	0,494	1
Aluminio	0,022	0,067	0,150	0,067	0,200	0,506	0,506	2
					Suma	1,000	1	

Selección del tipo de efector final.

De igual manera que el punto anterior se aplica el método ordinal corregido de criterios ponderados, aplicando el mismo procedimiento y que se lo realiza a continuación.

Ponderación por el método ordinal corregido de criterios ponderados

Los criterios son confrontados entre si asignando valores como se muestra a continuación:

- 1:** Si el criterio (agarre, capacidad de sujeción, construcción e implementación, apriete) de las filas es superior o mejor; > que los criterios de las columnas.
- 0,5:** Si el criterio (agarre, capacidad de sujeción, construcción e implementación, apriete) de las filas es equivalente (=) al de las columnas

0: Si el criterio (agarre, capacidad de sujeción, construcción e implementación, apriete) de las filas es inferior o peor; < que el de las columnas

Por lo tanto los criterios de valoración que se consideran para el tipo de mecanismo que tendrá el efector final son: buen agarre, capacidad para sujetar objetos, fácil construcción e implementación y buen apriete en su mecanismo. Procedemos a ponderar los criterios de evaluación para cada una de las alternativas obteniendo las siguientes tablas. Siendo la capacidad de sujeción es mayor que construcción e implementación y a su vez mayor que agarre y apriete.

Tabla 49

Ponderación de criterios para el tipo de mecanismo.

Criterio	Agarre	Capacidad de sujeción	Construcción e implementación	Apriete	Suma+1	Pondera
Agarre		0	0	0,5	1,5	0,167
Capacidad de sujeción	1		1	1	3	0,333
Construcción e implementación	1	0		1	3	0,333
Apriete	0,5	0	0		1,5	0,167
				Suma	9	1

La alternativa A es igual de importante que la alternativa B y C

Tabla 50

Evaluación por su agarre

Agarre	Alternativa A	Alternativa B	Alternativa C	Suma+1	Pondera
Alternativa A		0,5	0,5	2	0,333
Alternativa B	0,5		0,5	2	0,333
Alternativa C	0,5	0,5		2	0,333
			Suma	6	1

La alternativa A es igual de importante que la alternativa C y mayores que la alternativa B.

Tabla 51*Evaluación por su capacidad de sujeción*

Capacidad de sujeción	Alternativa A	Alternativa B	Alternativa C	Suma+1	Pondera
Alternativa A		1	0,5	2,5	0,417
Alternativa B	0		0	1	0,167
Alternativa C	0,5	1		2,5	0,417
			Suma	6	1

La alternativa A tiene mayor importancia que la alternativa B y C

Tabla 52*Evaluación por su construcción e implementación*

Construcción e implementación	Alternativa A	Alternativa B	Alternativa C	Suma+1	Pondera
Alternativa A		1	1	3	0,500
Alternativa B	0		0	1	0,167
Alternativa C	0	1		2	0,333
			Suma	6	1

La alternativa A tiene igual importancia que la alternativa C y a su vez tienen mayor importancia que la alternativa B.

Tabla 53*Evaluación por su apriete.*

Apriete	Alternativa A	Alternativa B	Alternativa C	Suma+1	Pondera
Alternativa A		1	0,5	2,5	0,417
Alternativa B	0		0	1	0,167
Alternativa C	0,5	1		2,5	0,417
			Suma	6	1

Selección de las opciones adecuadas de acuerdo a sus ponderaciones.

Con las conclusiones planteadas se obtiene las ponderaciones correspondientes a cada evaluación estudiado, dando una prioridad de 1 el que tenga mayor valor en su ponderación total y una propiedad de 3 el que tenga un valor menor, como se muestra en la *Tabla 54*

Tabla 54
Conclusión del tipo de mecanismo del efector final.

	Agarre	Capacidad de sujeción	Construcción e implementación	Apriete	Suma	Pondera	Prioridad
Engranés	0,056	0,139	0,167	0,069	0,431	0,431	1
Poleas	0,056	0,056	0,056	0,028	0,194	0,194	3
Tornillo sin fin	0,056	0,139	0,111	0,069	0,375	0,375	2
				Suma	1,000	1	

Selección del actuador para el efector final.

De igual manera que el punto anterior se aplica el método ordinal corregido de criterios ponderados, aplicando el mismo procedimiento y que se lo realiza a continuación.

Ponderación por el método ordinal corregido de criterios ponderados

Los criterios son confrontados entre si asignando valores como se muestra a continuación:

- 1:** Si el criterio (velocidad, costo, peso, potencia, torque, precisión y resolución) de las filas es superior o mejor; > que los criterios de las columnas.
- 0,5:** Si el criterio (velocidad, costo, peso, potencia, torque, precisión y resolución) de las filas es equivalente (=) al de las columnas
- 0:** Si el criterio (velocidad, costo, peso, potencia, torque, precisión y resolución) de las filas es inferior o peor; < que el de las columnas

Por lo tanto los criterios de valoración que se consideran para el actuador que tendrá el efector final son: velocidad, bajo costo, bajo peso, buen torque para cerrar y abrir las pinzas,

precisión y resolución. Procedemos a ponderar los criterios de evaluación para cada una de las alternativas del actuador, obteniendo las siguientes tablas. Siendo el torque de mayor importancia que el peso, potencia, velocidad, precisión y costo.

Tabla 55

Ponderación de criterios para el actuador del efector final

Criterio	Velocidad	Costo	Peso	Potencia	Torque	Precisión	Resolución	Suma+1	Pondera
Velocidad		1	0	0	0	1	1	5	0,154
Costo	0		0	0	0	0	0	1	0,031
Peso	1	1		0,5	0	1	1	6,5	0,200
Potencia	1	1	0		0	1	1	6	0,185
Torque	1	1	1	1		1	1	8	0,246
Precisión	0	1	0	0	0		1	4	0,123
Resolución	0	1	0	0	0	0		2	0,062
							Suma	32,5	1

La alternativa A es igual de importante que la alternativa B.

Tabla 56

Evaluación por la velocidad

Velocidad	Alternativa A	Alternativa C	Suma+1	Pondera
Alternativa A		0,5	1,5	0,500
Alternativa B	0,5	0	1,5	0,500
		Suma	3	1

La alternativa A es más importante que la alternativa B.

Tabla 57

Evaluación por costo.

Costo	Alternativa A	Alternativa B	Suma+1	Pondera
Alternativa A		1	2	0,667
Alternativa B	0		1	0,333
		Suma	3	1

Tabla 58
Evaluación por peso

Peso	Alternativa A	Alternativa B	Suma+1	Pondera
Alternativa A		1	2	0,667
Alternativa B	0		1	0,333
		Suma	3	1

La alternativa B es más importante que la alternativa A.

Tabla 59
Evaluación por potencia

Potencia	Alternativa A	Alternativa B	Suma+1	Pondera
Alternativa A		0	1	0,333
Alternativa B	1		2	0,667
		Suma	3	1

Tabla 60
Evaluación por torque

Torque	Alternativa A	Alternativa B	Suma+1	Pondera
Alternativa A		0,5	1,5	0,500
Alternativa B	0,5		1,5	0,500
		Suma	3	1

Tabla 61
Evaluación por resolución

Resolución	Alternativa A	Alternativa B	Suma+1	Pondera
Alternativa A		0,5	1,5	0,500
Alternativa B	0,5		1,5	0,500
		Suma	3	1

La alternativa A es más importante que la alternativa B

Tabla 62
Evaluación por precisión

Precisión	Alternativa A	Alternativa B	Suma+1	Pondera
Alternativa A		0	1	0,333
Alternativa B	1		2	0,667
		Suma	3	1

Selección de las opciones adecuadas de acuerdo a sus ponderaciones.

Con las conclusiones planteadas se obtiene las ponderaciones correspondientes a cada evaluación final estudiado, dando una prioridad a 1 el que tenga mayor valor en su ponderación total y así hasta una prioridad de 2 como se muestra en la *Tabla 63*

Tabla 63
Conclusión del actuador para el efector final.

	Velocidad	Costo	Peso	Potencia	Torque	Precisión	Resolución	Suma+1	Pondera	Prioridad
Servomotor	0,077	0,021	0,133	0,062	0,123	0,041	0,031	0,323	0,504	1
Motor a pasos	0,077	0,010	0,067	0,123	0,123	0,082	0,041	0,318	0,496	2
							Suma	0,641	1	

Análisis y selección del diseño adecuado del gripper.

Después de haber estudiado y analizado las prioridades que tienen cada una de las ponderaciones anteriores, se establece las mejores opciones para el efector final que son:

- El efector final será construido de ABS puesto que con este material podemos realizar la impresión de todas las piezas del efector final.
- El tipo efector final que cumple con las expectativas planteadas es el accionado por medio de engranes, ya que a pesar de tener algún tipo de problema antes citado posee las características necesarias para el exoesqueleto como: al ser colocado con dedos en las pinzas es adaptable a la mano de manera que simula el movimiento normal de la misma, es más liviana que los otros diseños y posee mayor agarre por el motivo de tener un mecanismo de engranes en su interior.
- Los engranajes rectos para el gripper permiten transmitir potencia y tener un movimiento sincronizado es el más utilizado, además que para ser realizado en

prototipado 3D resulta de fácil diseño en software CAD, permitiendo además el rediseño de los mismos en el caso de que la transmisión de movimiento no sea lo suficientemente óptimo.

- El actuador escogido para cumplir con la abertura y cierre de las pinzas del efector final es un servomotor ya que es liviano, bajo costos y más rápido a comparación del motor a pasos.

3.4.3 Diseño de detalle.

Como las pinzas deben adaptarse a la anatomía de la mano, se realizó pinzas con sujetadores en forma de dedos, correspondientes al pulgar, el dedo índice y dedo medio, tal como se indican en las Figura 55 y Figura 56.

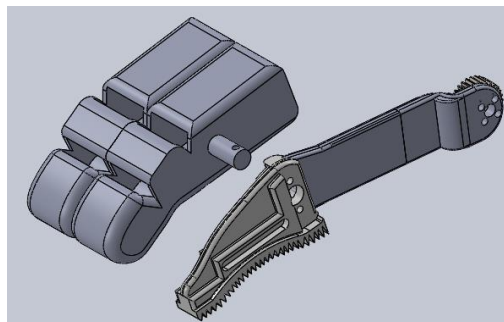


Figura 55. Dedos índice y medio del gripper



Figura 56. Dedos pulgar del gripper.

Según las medidas de la mano de la persona que portará el exoesqueleto tenemos que el largo del dedo índice es de 70 mm. Esta medida se tomó como base para el diseño, por cuestión de tolerancias al momento de imprimir o construir su medida relativa es de 75mm, hay que señalar también que la medida total de las pinzas es de alrededor de 130mm hasta su engrane que será accionado por el otro engrane que es acoplado al motor, tal como se muestra en la Figura 57.

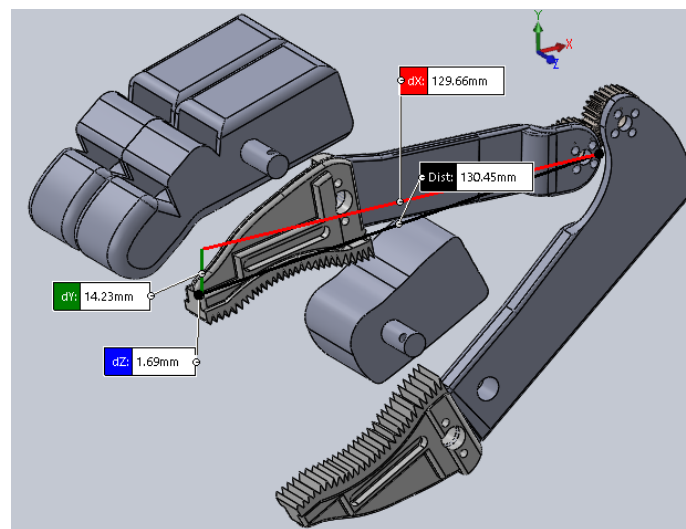


Figura 57. Longitud de las pinzas linealmente.

Tanto la pinza como los dedos son sólidos, ya que así permitimos que la fuerza se distribuya por toda la pinza.

El movimiento de cierre y apertura de la pinza en conjunto con los dedos se obtiene por el accionamiento de engranajes que ocurre al moverse el servomotor, el engrane generador del movimiento esta acoplado a la pinza del dedo pulgar la cual tiene una medida de 151 mm aproximadamente, tal como se indica en la Figura 58.

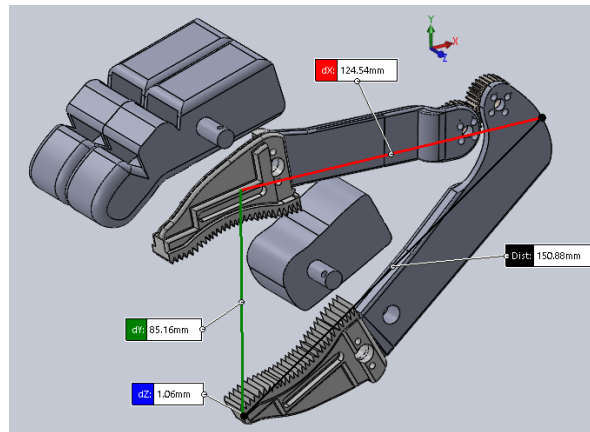


Figura 58. Medidas geometricas del gripper en general.

El funcionamiento del mecanismo es el siguiente: como el engrane principal esta acoplada al eje del motor se produce el movimiento de la pinza del dedo pulgar, y consecutivamente el movimiento al otro engrane, permitiendo el mecanismo deseado, tal como se muestra en la Figura 59. Los cálculos pertinentes se encuentran detallados en el Punto 3.4.3.

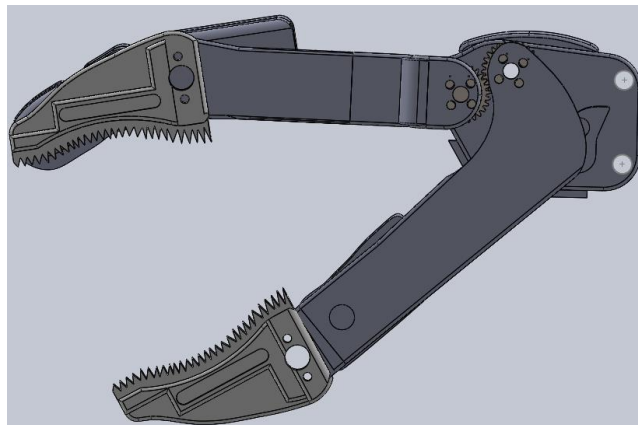


Figura 59. Visión general del movimiento del gripper

Cálculos de diseño.

En este punto se encuentra detallado los cálculos realizados para el diseño de la pinza.

Cálculo del máximo cierre de las pinzas

Tomando en consideración que el objetivo del gripper es imitar la funcionalidad de la mano, además que pueda agarrar, sujetar y soltar un objeto en este caso se toma como prueba una botella de agua, que tiene un peso de 500gr, se diseña la distancia en ancho de las pinzas y dedos que tendrán al cerrar sus pinzas que es de aproximadamente 30mm, como se muestra en la Figura 60.

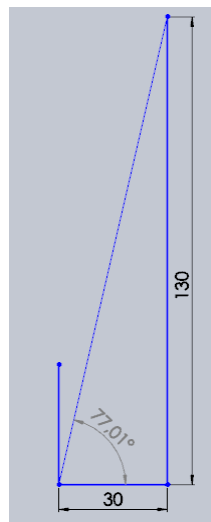


Figura 60. Esquema geométrico de las pinzas del gripper.

$$x^2 = 130^2 + 30^2 \quad (39)$$

$$x = \sqrt{130^2 + 30^2} = 133.40$$

La medida a considerar para el diseño de la segunda pinza del gripper es de 133.40 aproximadamente. Calculamos también el ángulo que giraran las pinzas para agarrar (ver 40).

$$\text{tang } \beta = \frac{35}{40} \quad (40)$$

$$\beta = \text{tang}^{-1} \frac{130}{30} = 77^\circ$$

$$\alpha = 90 - 77 = 13^\circ$$

Los 13 grados será el ángulo de abertura que tendrán las pinzas del gripper al llegar a su abertura máximo. En la Figura 61 se detalla la gráfica con sus respectivas medidas para realizar los cálculos.

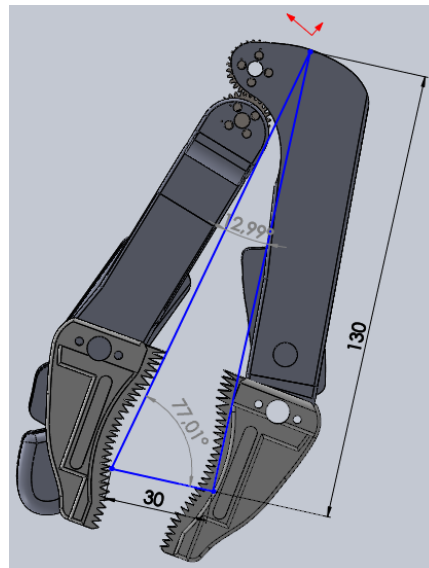


Figura 61. Esquema de datos calculados para el diseño

Guía de apoyo

La apertura máxima de las pinzas se desarrollará al momento en que la pinza del dedo pulgar y recorra una cierta distancia adecuada para poder agarrar una botella de agua, para que este movimiento sea correcto y se mueva uniformemente es necesario desarrollar una guía en la base inferior del gripper tal como se muestra en la Figura 62, para el diseño de la guía se realizó mediante el uso de software para diseños CAD que es SolidWorks 2016.

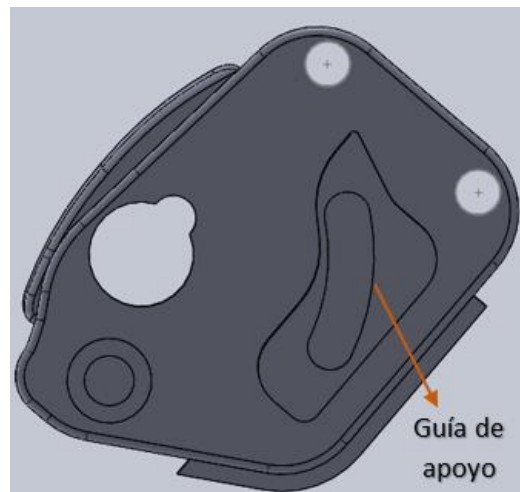


Figura 62. Guía de apoyo para el movimiento de las pinzas.

El ángulo de recorrido de 76.91 grados; que permite la apertura de las pinzas, viene calculado gráficamente, tomando como referencia los cálculos realizados en el punto anterior, tal como se muestra en la Figura 63.

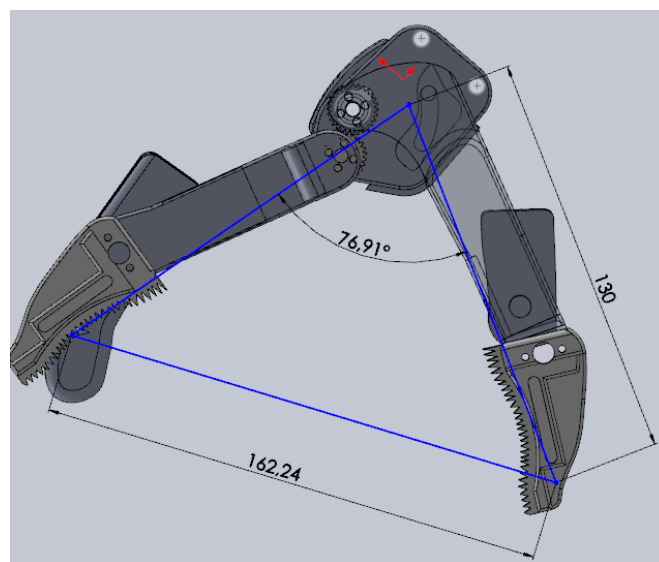


Figura 63. Esquema de medidas. Ángulo de apertura de las pinzas

Momento torsor de la pinza.

Para calcular el momento torsor se considera que el exoesqueleto puede sujetar con las pinzas un peso aproximado de una botella de 500 gr.

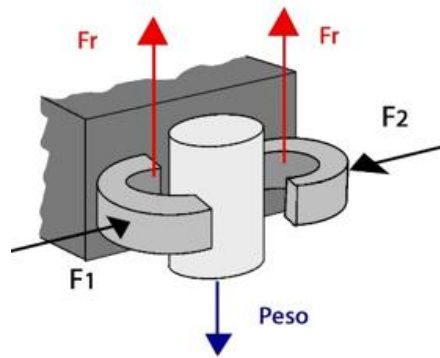


Figura 64. Esquema que detalla las fuerzas ejercidas al sujetar el objeto

En la Figura 64 se muestra un esquema general para aplicar las fuerzas en pinzas que van a realizar un agarre de un determinado objeto, partiendo del esquema indicado se calcula el equilibrio de las fuerzas tanto horizontales (ver 41) como verticales (ver 42) de un gripper ideal, para ello se debe indicar que las pinzas tendrán un mismo punto de contacto con la pieza, objeto o en este caso botella que se desea coger, obteniendo la siguiente fórmula:

$$\sum F_x = F_1 - F_2 = 0 \quad (41)$$

$$F_1 = F_2 = F_N$$

$$\sum F_y = 2F_r - P = 0 \quad (42)$$

$$F_N = F_1 = F_2 = \frac{F_r}{\mu} \quad (43)$$

El coeficiente μ es el coeficiente de rozamiento (ver 43), que en este caso será el del plástico ABS, cuyo valor es de 0.5, con las anteriores ecuaciones obtenemos:

$$F_r = \frac{m}{2} \times g$$

$$F_r = 0.25 \times 9.81 = 2.45 \text{ N}$$

$$F_1 = F_2 = \frac{2.4525 \text{ N}}{0.5} = 4.9 \text{ N} \rightarrow 5 \text{ N}$$

Por lo tanto se analiza que la fuerza de agarre es la fuerza que soportará cada pinza del gripper. Consecutivamente se debe calcular el par de torsión necesario para que el gripper pueda cumplir el proceso de apertura o cierre con relación a la fuerza que se calculó, aplicando un equilibrio de fuerzas en las pinzas, que constan de una pinza para el dedo índice y otra para el dedo pulgar, con una distancia de 130mm.

En el diagrama de la Figura 65 se tiene dos incógnitas, uno es el momento torsor (M) que es necesario calcularlo porque es el momento que necesita la pinza del dedo índice para realizar el movimiento requerido, la otra incógnita es la fuerza (F) en la parte mínima del sistema de engranajes ya que ahí es donde se genera el mecanismo a partir de que el servomotor se active.

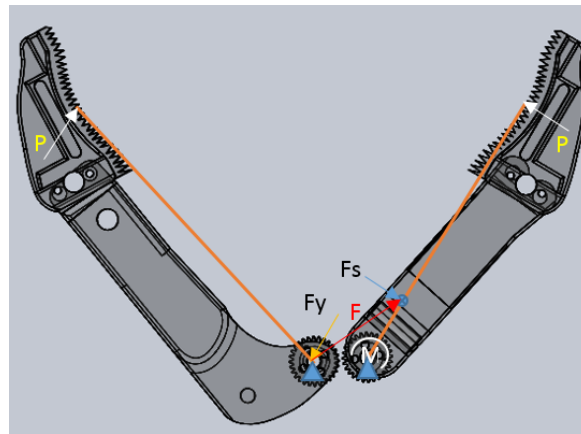


Figura 65. Diagrama de fuerzas y momentos en las pinzas

Como primer paso es realizar el equilibrio de fuerzas y momentos en la pinza del dedo pulgar, posteriormente con dichos datos obtenidos calculamos la fuerza correspondiente para que la pinza del dedo índice rote.

Pulgar:

$$\sum F_y = 0 \quad (44)$$

$$P - F_y = 0$$

$$F_y = 5 \text{ N}$$

La fuerza necesaria que la pinza del índice debe tener para que rote se obtiene a partir de la Ecuación 45:

$$F_y = F * \sin(53) \quad (45)$$

$$F = 7.14 \text{ N}$$

Índice:

$$\sum M_x = 0 \quad (46)$$

$$-P(0.13) - F_s(0.025) + M = 0$$

$$F_s = F \times \sin(37) = 4.29 \text{ N}$$

$$-P(0.13) - 4.29(0.04) + M = 0$$

$$M = 0.82 \text{ N.m} = 8.32 \text{ kg.cm}$$

Con el cálculo anteriormente realizado seleccionamos el servomotor 1501 MG con un torque de 11 kg.cm que es un valor más que adecuado para cumplir con los requerimientos máximos para que el gripper cumpla con el proceso de cierre y apertura de las pinzas y que agarre el objeto.

Cálculo de los engranajes de la pinza.

Como las pinzas se moverán mediante un mecanismo de engranajes, es indispensable colocar en la base los dos orificios donde estará por un lado el servomotor que se acoplará con el engranaje principal y por otro lado el orificio donde ingresará el eje del engranaje de la otra pinza, por lo tanto se debe calcular las dimensiones de los engranajes que permitan realizar la transmisión de fuerzas.

Al conocer que el servomotor 1501 MG genera un torque de 11 Kg.cm, que es mayor al necesitado para realizar la funciones que realizaran las pinzas, se analiza qué mecanismo de engranes es el mejor para modular el par de torsión obtenido.

La pinza del dedo índice tiene relación directa al eje de salida, la pinza del dedo pulgar relación directa al eje de entrada en el cual está el servomotor y produce el movimiento mediante el engranaje.

La potencia de los ejes que transmitirán el movimiento es igual al producto del de par de torsión por la velocidad (ver 47), obteniendo la relación de potencia entre los ejes de entrada y salida, estableciendo que la fricción es nula (ver 48).

$$\mathbf{Potencia = T \times \omega} \quad (47)$$

Dónde:

T=par torsión

$$\omega = \textit{velocidad angular}$$

$$\mathbf{T_1 \times \omega_1 = T_2 \times \omega_2} \quad (48)$$

Se despeja la velocidad que tendrá el engrane y consecutivamente las pinzas del gripper, ya que tenemos como datos el par de torsión que necesitan las pinzas como la velocidad del servomotor.

La velocidad que podrá alcanzar el engranaje y las pinzas se obtiene a partir de la ecuación (ver 48), ya que con cálculos anteriores tenemos el par de torsión y la velocidad angular del servomotor que es determinado por el fabricante del servomotor 1501 MG.

$$\omega_1 = \omega_{servomotor} = 0.16 \frac{sec}{60^\circ} a (5V)$$

$$\omega_1 = \omega_{servomotor} = 0.14 \frac{sec}{60^\circ} a (6.8V)$$

$$\omega_{servomotor} = \frac{2x\pi}{60seg} x 9.5$$

$$\omega_{servomotor} = 0.10x9.5$$

$$\omega_{servomotor} = 0.91 rpm$$

$$T_1 \times \omega_1 = T_2 \times \omega_2$$

$$1.02 \times 0.91 = 0.82 \times \omega_2$$

De la ecuación de velocidad angular se despeja la segunda velocidad angular y obtenemos:

$$\omega_2 = 1.13 \text{ rpm}$$

Aplicamos la fórmula de la relación de movimiento de engranajes rectos (ver 49), relacionando por consiguiente las características físicas de los engranes y su velocidad rotatoria, así:

$$i = \frac{\omega_1}{\omega_2} = \frac{Z_2}{Z_1} = \frac{D_2}{D_1} \quad (49)$$

Dónde:

ω = Velocidad angular.

Z = Número de dientes del engranaje.

D= Diámetro del engranaje

$$i = \frac{\omega_1}{\omega_2} = \frac{0.91}{1.13}$$

$$i = 0.48$$

Tomando en consideración el resultado anterior de la relación de movimiento que es de 0.48, es necesario aproximar el valor a 0.5 ya que este valor es el adecuado para un sistema de engranajes.

Con la relación de 0.5 escogida, se obtiene la mitad en el agarre del par de torsión que se ha producido por el servomotor y por consiguiente el doble de velocidad al proceder a cerrar las pinzas.

En la Tabla 64 se muestra los datos necesarios que tendrán los engranes, con los cálculos antes realizados vemos que la distancia que debe haber para que exista la relación de movimiento es de 15.35 mm, y para cumplir con esa distancia se decide utilizar engranes de 26 dientes, con la ayuda del programa CAD, procedemos a establecer los engranes adecuados que cumplan con dichas características antes estudiadas, En la Figura 66 se puede observar más a detalle lo mencionado.

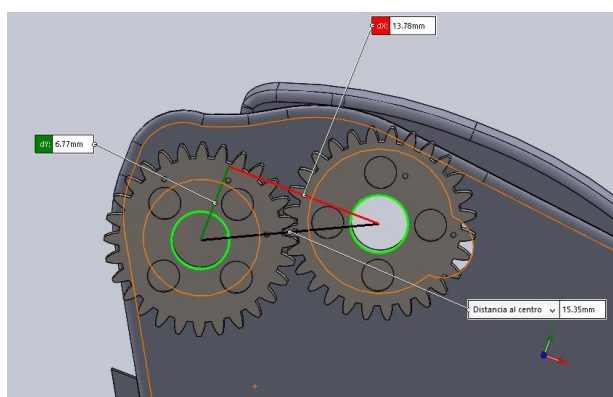


Figura 66. Relación de engranes establecido para el movimiento de las pinzas

Tabla 64
Características de lo engranes

Módulo 2	Numero de Dientes	D primitivo	Ancho de Cara
3	26	52	6.5
	26	52	6.5

En la Figura 67 se puede observar un esquema general de engranajes rectos y cómo actúan las fuerzas mencionadas que son las fuerzas F_1 y F_2 .

Para afirmar que la relación de movimiento cumple, calculamos el par de torsión (ver 50) que es transmitido por medio de las fuerzas que actúan en los engranes.

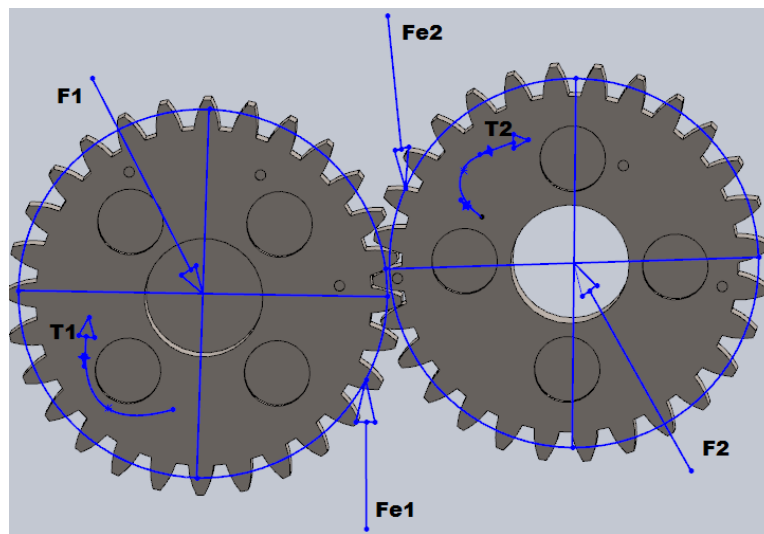


Figura 67. Esquema de fuerzas en engranajes rectos

$$T_1 = F_{e1} \times \frac{d_1}{2} \quad (50)$$

$$F_{e1} = \frac{T_1 \times 2}{d_1} = \frac{1.02 \times 2}{0.02} = 102 \text{ N}$$

$$T_2 = F_{e2} \times \frac{d_2}{2}$$

$$F_{e1} = F_{e2}$$

Al ser relación directa y ser los mismos engranes tenemos que:

$$T_2 = T_1$$

$$T_2 = 1.02$$

Estos valores corroboran la relación 1:1 buscada en la elección de los engranajes.

3.5 Análisis estático y dinámico de la estructura

3.5.1 Análisis estático

Para comprobar que el diseño es el adecuado y está apto para cumplir con los requerimientos establecidos, al igual que las expectativas de cargas a las que será sometido se realiza un análisis estático.

Se toma en consideración el peso de la persona y los servomotores, igual que los pesos de cada parte como carga y así hacer una simulación similar a la realidad, para lo cual se realiza en las herramientas correspondientes de SolidWorks 2016.

Para ello se toma en cuenta el peso de cada uno de las partes al igual que el peso total, y se detalla en la siguiente Tabla 65

Tabla 65
Peso total de todos los elementos.

Elemento	Cantidad	Peso [kg]
Espaldar	1	2.25
Soportes Hombro	1	0.213
Eslabón Brazo	1	0.113
Soporte Brazo	1	0.08
Acoples	6	0.0046
Soportes Muñeca	1	0.493
Eslabón Antebrazo	1	0.037
Mano-Gripper	1	0.067
Piñón	1	0.00835
Soportes Motores	2	0.06
Motores	3	0.18
TOTAL		3.4

A continuación se procede a sacar la fuerza aplicada al exoesqueleto que será el peso aplicado sobre el mismo para ello usamos la siguiente fórmula y la Tabla 22.

$$F = (m_{ex} + m_{msup}) \times g \quad (51)$$

$$F = (1.15 + 3) \times 9.8$$

$$F = 39.2 \text{ N}$$

Dónde:

m_{ex} = masa exoesqueleto

m_{msup} = masa miembro superior

g = gravedad

Después de tener los datos necesarios se puede realizar el análisis estático para ello fijamos el espaldar como se indica en la Figura 68a, se añade la gravedad como se muestra en la Figura 68b, luego se añade una carga la cual que va ser el peso a manera de fuerza que va a soportar la estructura, la cual será también el peso del miembro superior.

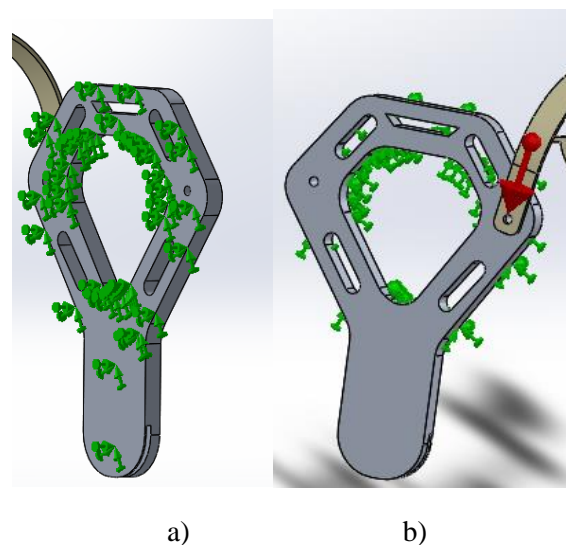


Figura 68. Procedimiento: a) Fijación espaldar b) Centro de gravedad

Teoría de la Energía de distorsión máxima

La teoría está basado en Von Mises-Hencky, conocida también como criterio de máxima tensión, la cual indica que un material dúctil empieza a desistir en un cierto punto al momento que la tensión de Mises es igual al límite elástico (S_{limite}), este límite es dado por el software al cual está sujeto el materia y la estructura simulada, por ende aplicamos la fórmula (ver 52).

$$S_{vonMises} \leq S_{limite} \quad (52)$$

El análisis de tensión Von Mises se detalla en la Figura 69, con el cual obtenemos el valor máximo que es de 68.4 [MPa]; como el software nos proporciona una tensión limite entonces es factible aplicar la ecuación anterior y demostrar que la estructura diseñada no sufre fallos.

$$S_{vonMises} \leq S_{limite}$$

$$68.4[Mpa] \leq 75[Mpa]$$

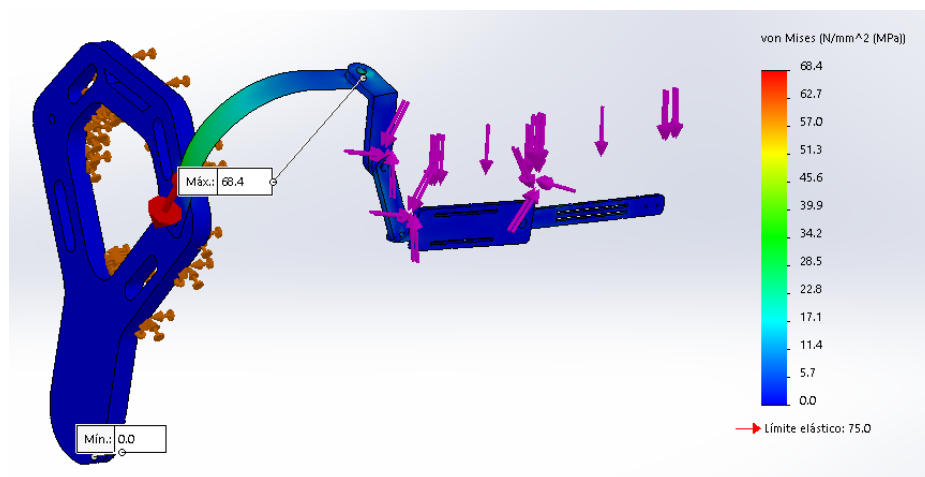


Figura 69. Tensión Von Moises

En la Figura 70 podemos obtener los sectores donde existirá deformaciones al aplicar las fuerzas y torques calculados, como podemos observar la máxima deformación se

encuentra a $4.3 \times 10^{-4} [p.u.]$ que es una deformación muy pequeña, en la Figura 71 se indica la ubicación de la deformación máxima.

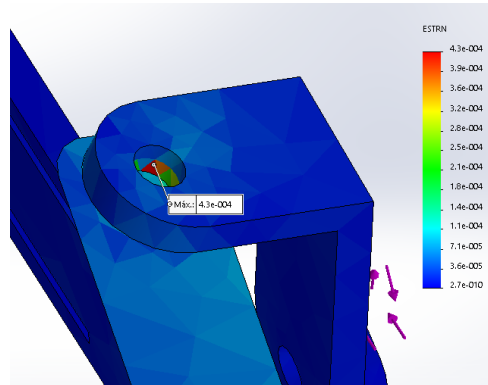


Figura 70. Deformación máxima detallada

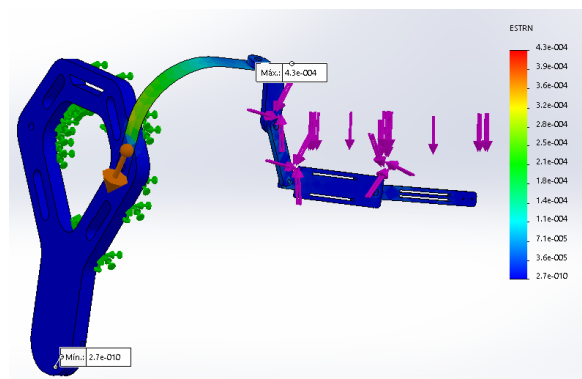


Figura 71. Deformación máxima y mínima del exoesqueleto

Para no tener ningún error estructural, las cargas que soportara la estructura deberán ser superiores a las cargas que actúen en la estructura al momento de estar en funcionamiento., por lo tanto su resistencia real será mayor que la resistencia requerida. La relación de ambas resistencias se denomina factor de seguridad (ver 53).

$$\text{Factor de seguridad} = \frac{\text{resistencia real}}{\text{resistencia requerida}} \quad (53)$$

Analizando este criterio se determina que el factor de seguridad obtenido del análisis estático en el software es de 4.99 siendo un resultado mayor a lo planteado, porque al ser 1 o más indica que la estructura y por ende su diseño es el adecuado, al ser un valor muy alto se demuestra que también es seguro, como se muestra en la Figura 72.

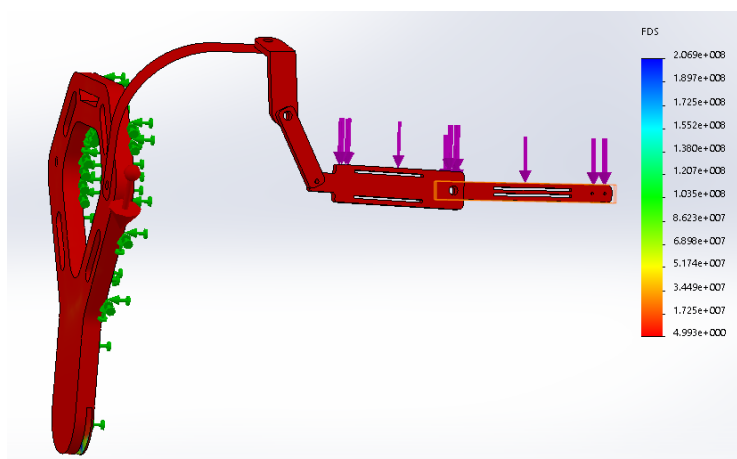


Figura 72. Factor de seguridad

En la Tabla 66 se resume los parámetros obtenidos en el análisis estático demostrando que la estructura cumple con lo requerido en el diseño.

Tabla 66

Características del análisis estático de la estructura total del exoesqueleto.

Descripción	Valor	Análisis
Fuerza aplicada	39.25 N	Fuerza Calculada
	1.18 N.m	Torque 1
	1.59 N.m	Torque 2
Tensión de Von Mises	$68.4 [Mpa] \leq 75 [Mpa]$	Cumple
Deformación	$2.3 \times 10^{-4} [p. u]$	Cumple
Factor de seguridad	4.99» 5	Cumple

A continuación procedemos a realizar el análisis estático a cada una de las piezas especialmente donde existe mayor influencia la carga y el funcionamiento del exoesqueleto,

por lo tanto para calcular las fuerzas aplicadas en cada uno de ellos tomamos de referencia las tablas que se indica a continuación.

Tabla 67

Total masa de segmentos del exoesqueleto.

Elemento	Masa Piezas[kg]	Total-Segmento [kg]
Soportes Hombro	0.213	0.213
Eslabón Brazo	0.113	0.315
Soporte Brazo	0.08	
Soporte motor y motor	0.122	
Soportes Muñeca	0.493	0.493
Eslabón Antebrazo	0.037	0.167
Soporte motor muñeca y motor	0.122	
Piñón	0.00835	
Mano-Gripper	0.067	

Tabla 68

Total masa corporal de segmentos del miembro superior.

Segmento	Masa corporal[kg]
Brazo	1.61
Antebrazo	0.99
Muñeca	1.424
Mano	0.4

Análisis estático piezas del hombro

Para obtener la fuerza ejercida, aplicamos la fórmula que se muestra a continuación (ver 54) y los datos de las tablas anteriores, así tendremos el peso que era nuestra carga.

$$F = (m_{phombro}) \times g \quad (54)$$

$$F = (0.213) \times 9.8$$

$$F = 2.08 \text{ N}$$

Dónde:

$m_{phombro}$ = masa piezas hombro

g = gravedad

De igual manera se sigue el mismo procedimiento de la estructura en general, aplicando fuerza, la gravedad, se malla y obtenemos sus diferentes resultados.

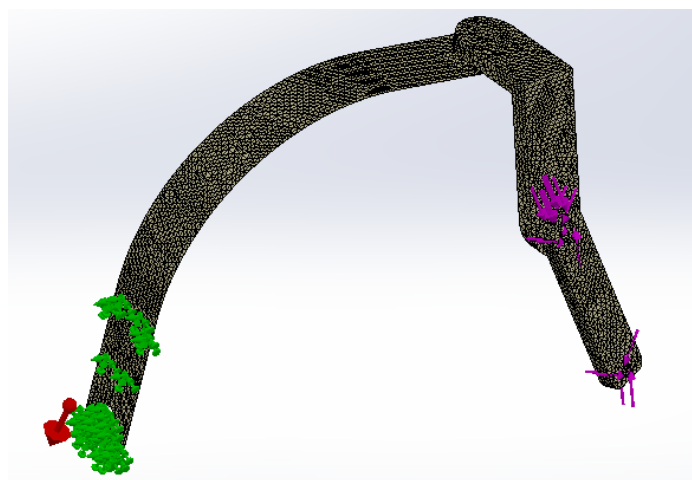


Figura 73. Mallado Sección hombro

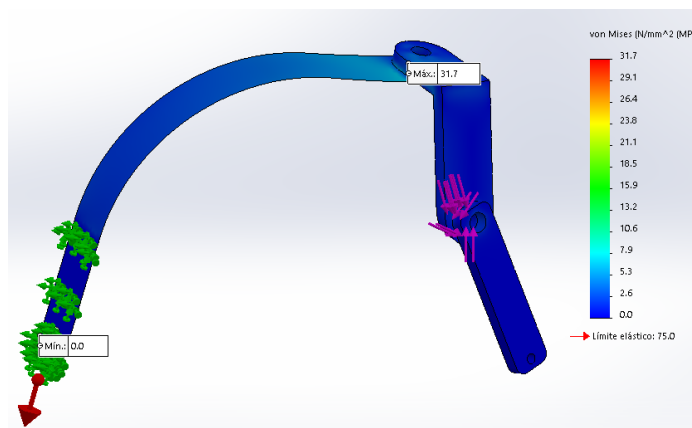


Figura 74. Tensiones de la sección hombro

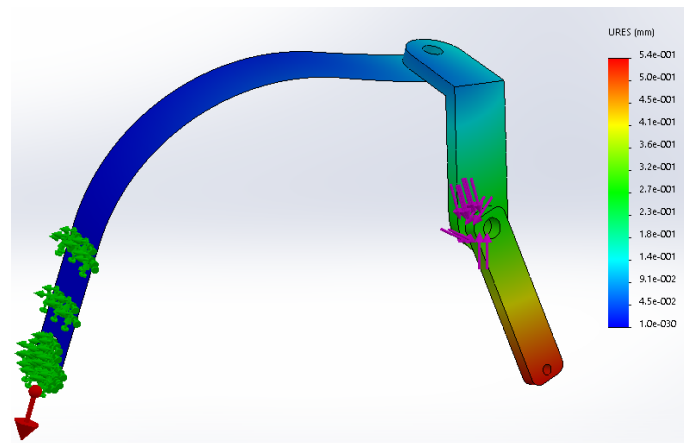


Figura 75. Desplazamiento de sección hombro

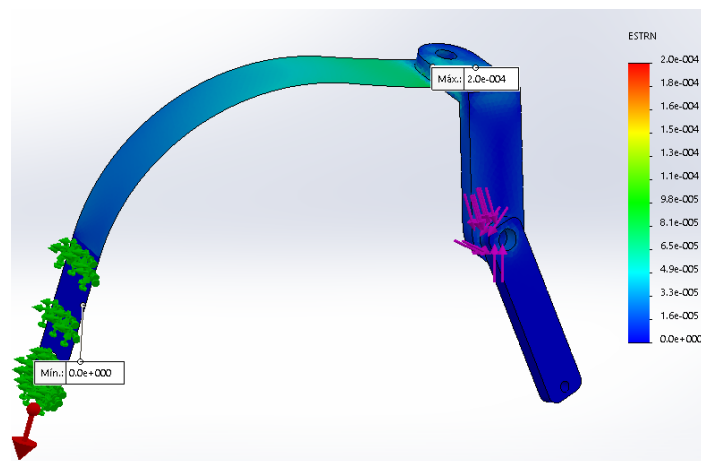


Figura 76. Deformaciones de la sección hombro.

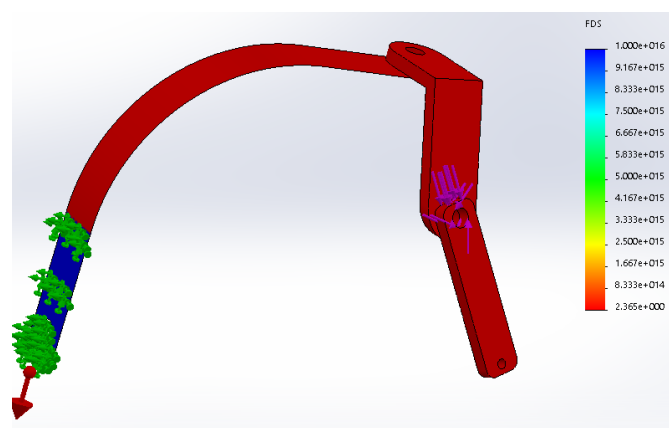


Figura 77. Gráfica de factor de seguridad de la sección hombro.

Tabla 69
Características del análisis estático de la sección hombro.

Descripción	Valor	Análisis
Fuerza aplicada	2.08 N	Fuerza calculada
	1.18 N.m	Torque 1
Tensión de Von Mises	$31.7[Mpa] \leq$ $33.21[Mpa]$	Cumple
Desplazamiento	0.6mm	Cumple
Deformación	$5.3 \times 10^{-4} [p.u.]$	Cumple
Factor de seguridad	2.36	Cumple

En la Figura 74 verificamos que la tensión de Von Mises es de 31.7 Mpa la cual es menor al límite elástico por lo que no se deformaría, en la Figura 76 se resalta que la deformación es pequeña. El factor de seguridad es mayor a 1 lo que nos muestra que este conjunto es seguro para soportar la carga indicada. Todo lo mencionado se aprecia en la Tabla 69

Análisis estático para la pieza del brazo

De igual manera para la fuerza aplicamos la fórmula anteriormente expuesta (ver 55).

$$F = (m_{brazo} + m_{pbrazo}) \times g \quad (55)$$

$$F = (1.61 + 0.315) \times 9.8$$

$$F = 18.86 \text{ N}$$

Dónde:

$$m_{pbrazo} = \text{masa pieza del brazo}$$

$$m_{brazo} = \text{masa del brazo}$$

$$g = \text{gravedad}$$

Con la fuerza encontrada aplicamos en la simulación y obtenemos los siguientes resultados:

Tabla 70
Características del análisis estático del eslabón brazo.

Descripción	Valor	Análisis
Fuerza aplicada	18 N	Fuerza calculada
	1.18 N.m	Torque 1
Tensión de Von Mises	$11.9[Mpa] \leq 15.45[Mpa]$	Cumple
Desplazamiento	0.046mm	Cumple
Deformación	$1.28 \times 10^{-4} [p.u]$	Cumple
Factor de seguridad	6.3	Cumple

La tensión es de 11.9 Mpa la cual es mucho menor al límite elástico por lo que no se deformaría y la deformación es pequeña. El factor de seguridad es de 6 que es mucho mayor a 1 lo que nos muestra que este conjunto es seguro para soportar la carga, así se detalla en la Tabla 70.

Análisis estático para la pieza del antebrazo

De igual manera para la fuerza aplicamos la fórmula anteriormente expuesta.

$$F = (m_{\text{antebrazo}} + m_{\text{pantebrazo}}) \times g \quad (56)$$

$$F = (0.167 + 0.99) \times 9.8$$

$$F = 11.33 \text{ N}$$

Dónde:

$$m_{\text{pantebrazo}} = \text{masa pieza del antebrazo}$$

$$m_{\text{antebrazo}} = \text{masa del antebrazo}$$

$g = \text{gravedad}$

De igual manera que los ítems anteriores con la fuerza encontrada aplicamos en la simulación y obtenemos los siguientes resultados:

Tabla 71
Características del análisis estático del eslabón antebrazo.

Descripción	Valor	Análisis
Fuerza aplicada	11.33 N	Fuerza calculada
	1.59 N.m	Torque 1
Tensión de Von Mises	$19.9[\text{Mpa}] \leq 25.2[\text{Mpa}]$	Cumple
Desplazamiento	0.35mm	Cumple
Deformación	$2.07 \times 10^{-4} [p.u.]$	Cumple
Factor de seguridad	3.76	Cumple

La tensión es de 19.9 Mpa que es un poco más alta que la tensión de la pieza del brazo ya las medidas de esta pieza es menor a diferencia del eslabón anterior al igual que su peso sin embargo es mucho menor al límite elástico por lo que cumple con el requerimiento y su deformación es pequeña. El factor de seguridad es de 6 que es mucho mayor a 1 lo que nos muestra que este conjunto es seguro para soportar la carga, así se detalla en la Tabla 71

Análisis estático para las piezas de la muñeca:

De igual manera para la fuerza aplicamos la fórmula anteriormente expuesta

$$F = (m_{\text{muñeca}}) \times g \quad (57)$$

$$F = (1.4) \times 9.8$$

$$F = 14.33 \text{ N}$$

Dónde:

$$m_{\text{muñeca}} = \text{masa de la muñeca}$$

$g = \text{gravedad}$

De igual manera que los ítems anteriores con la fuerza encontrada aplicamos en la simulación y obtenemos los siguientes resultados, cabe destacar que en este punto el conjunto de la muñeca solo tendrá que soportar el peso que conlleva la muñeca, por lo tanto su análisis se realiza en la piezas donde está el engranaje para verificar si soporta las fuerzas sin afectar el engrane, hay que destacar que si estas dos piezas soportan dicha fuerza, todo el conjunto de la muñeca unido soporta de mejor manera la carga, por lo cual no se vio necesario hacer el análisis en las demás piezas de esta sección. Tal como se indica en la Tabla 72.

Tabla 72
Características del análisis estático del soporte muñeca.

Descripción	Valor	Análisis
Fuerza aplicada	11.33 N	Fuerza calculada
	1.59 N.m	Torque 1
Tensión de Von Mises	$0.014[Mpa] \leq 1.8[Mpa]$	Cumple
Desplazamiento	5.21×10^{-5} mm	Cumple
Deformación	1.129×10^{-7} [p. u]	Cumple
Factor de seguridad	4.61	Cumple

La tensión es de 19.9 Mpa que es un poco más alta que la tensión de la pieza del brazo ya que las medidas de esta pieza son menores a diferencia del eslabón anterior que es igual que su peso, sin embargo es mucho menor al límite elástico por lo que cumple con el requerimiento y su deformación es pequeña. El factor de seguridad es de 6 que es mucho mayor a 1 lo que nos muestra que este conjunto es seguro para soportar la carga, así se detalla en la Tabla 72

Análisis estático para el Gripper

De igual manera para la fuerza aplicamos la fórmula anteriormente expuesta

$$F = (m_{mano} + m_{griper}) \times g \quad (58)$$

$$F = (0.4 + 0.067) \times 9.8$$

$$F = 4.5 \text{ N}$$

Dónde:

m_{mano} = masa de la mano

m_{griper} = masa del griper

g = gravedad

En este punto se aplicó las fuerzas en la parte más vulnerable a la carga que va a soportar que sea en la sección de agarre puesto que ahí es donde soportará el peso de la mano, el peso del griper y una carga adicional obteniendo los siguientes resultados.

Tabla 73

Características del análisis estático de la sección de agarre.

Descripción	Valor	Análisis
Fuerza aplicada	5.5 N	Fuerza calculada
Tensión de Von Mises	$2.4[\text{Mpa}] \leq 5.7[\text{Mpa}]$	Cumple
Desplazamiento	7.8×10^{-2} mm	Cumple
Deformación	6.8×10^{-4} [p.u]	Cumple
Factor de seguridad	12.8	Cumple

En la a tensión es de 2.4 Mpa que es mucho menor al límite elástico por lo que cumple con el requerimiento, la deformación es pequeña. El factor de seguridad es de 12.8 que es mucho mayor a 1 lo que nos muestra que este conjunto es seguro para soportar la carga, así se detalla en la Tabla 73

Análisis estático para los soportes de los motores

De igual manera para la fuerza aplicamos la fórmula anteriormente expuesta

$$F = (m_{spmotor} + m_{smotor}) \times g \quad (59)$$

$$F = (0.122) \times 9.8$$

$$F = 1.19 \text{ N}$$

Dónde:

$m_{spmotor}$ = masa del soporte del servomotor

m_{smotor} = masa del servomotor

g = gravedad

De igual manera que los ítems anteriores con la fuerza encontrada aplicamos en la simulación y obtenemos los siguientes resultados:

Tabla 74

Características del análisis estático del soporte servomotor del brazo.

Descripción	Valor	Análisis
Fuerza aplicada	1.19 N	Fuerza calculada
Tensión de Von Mises	$0.5[Mpa] \leq 2.3[Mpa]$	Cumple
Desplazamiento	4.03×10^{-3} mm	Cumple
Deformación	1.2×10^{-4} [p.u]	Cumple
Factor de seguridad	6.28	Cumple

La tensión es de 0.5 Mpa que es menor al límite elástico cumpliendo el requerimiento. El factor de seguridad es de 4.76 que es mucho mayor a 1 lo que nos muestra que este conjunto es seguro para soportar la carga, así se detalla en la Tabla 74 Cabe mencionar que este soporte está fijo en un eslabón y el motor no hace un movimiento brusco por ello los valores son mínimos.

Soporte motor del eslabón muñeca

De igual manera para la fuerza aplicamos la fórmula anteriormente expuesta

$$F = (m_{spmotor2} + m_{smotor}) \times g \quad (60)$$

$$F = (0.122) \times 9.8$$

$$F = 1.19 \text{ N}$$

Dónde:

$m_{spmotor}$ = masa del segundo soporte del servomotor

m_{smotor} = masa del servomotor

g = gravedad

De igual manera que los ítems anteriores con la fuerza encontrada aplicamos en la simulación y obtenemos los siguientes resultados:

Tabla 75

Características del análisis estático del soporte servomotor de la muñeca.

Descripción	Valor	Análisis
Fuerza aplicada	1.19 N	Fuerza calculada
Tensión de Von Mises	$0.1 [Mpa] \leq 2.21 [Mpa]$	Cumple
Desplazamiento	8.2×10^{-4} mm	Cumple
Deformación	3.2×10^{-5} [p. u]	Cumple
Factor de seguridad	3.11	Cumple

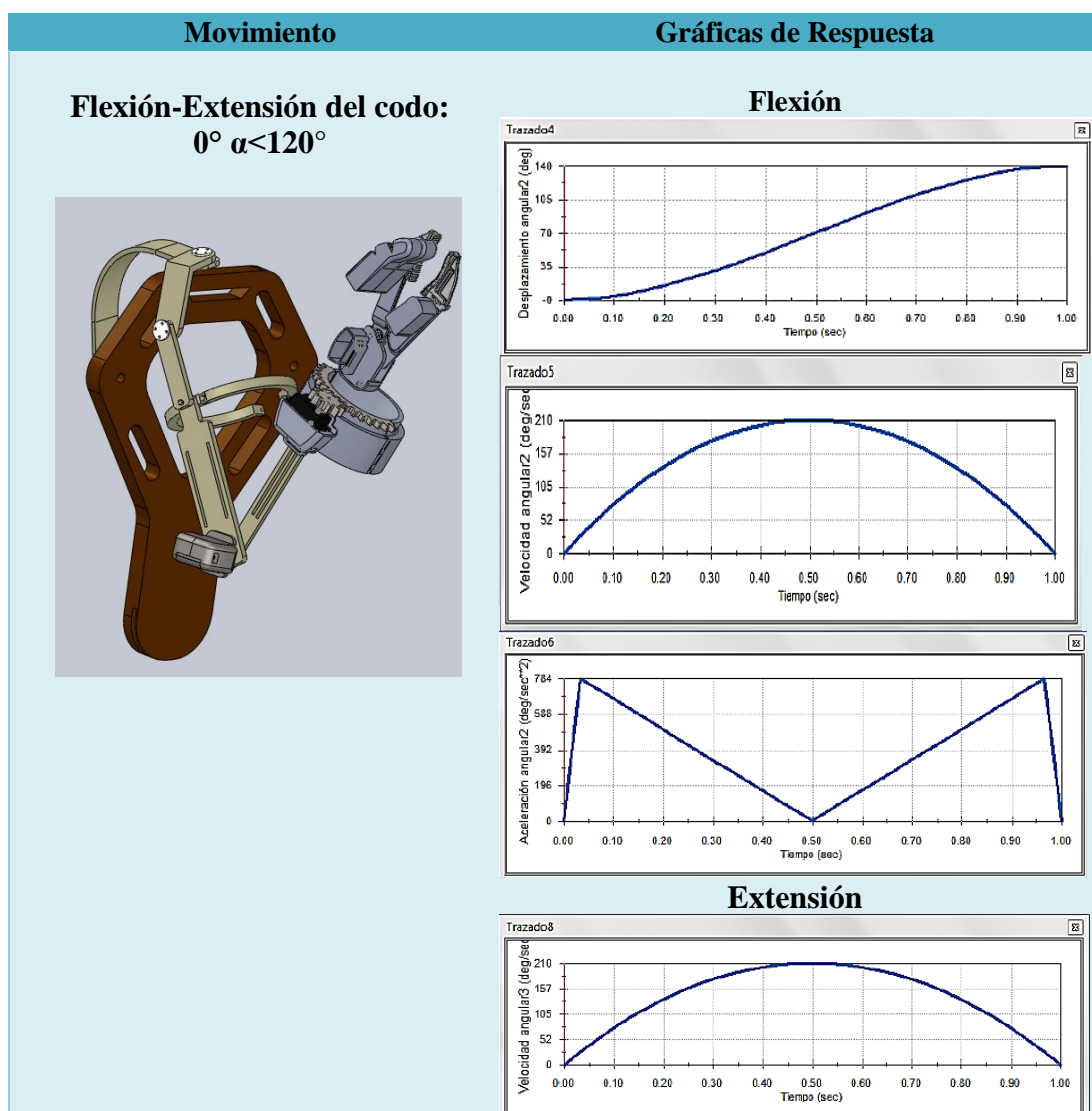
La tensión es de 0.1 Mpa que es menor al límite elástico cumpliendo el requerimiento. El factor de seguridad es de 3.11 que es mucho mayor a 1 así que soportará la carga. De igual manera la base es fija a un eslabón y al no hacer el motor movimiento brusco los valores son mínimos.


3.5.2 Análisis dinámico

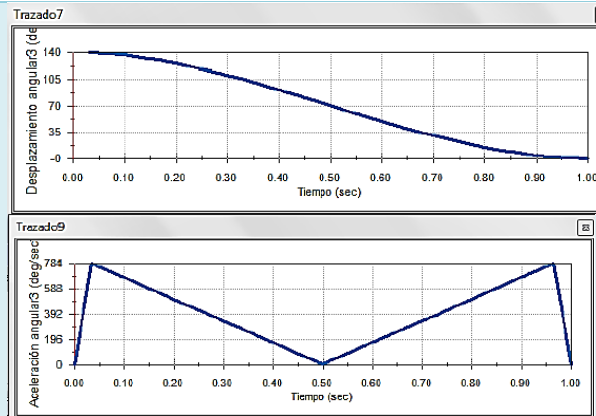
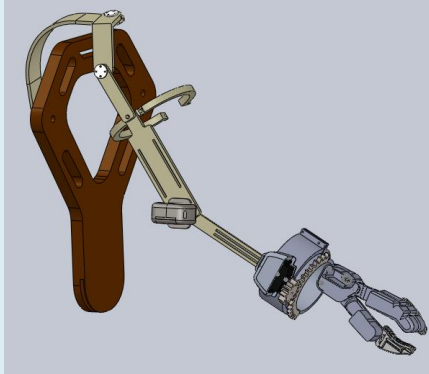
Con el estudio cinemático y dinámico observamos, y verificamos el comportamiento del exoesqueleto diseñado en cada movimiento, deduciendo que el efecto en los servomotores están orientados al movimiento desarrollado por el diseño electrónico.

A continuación en la Tabla 76 Muestra cada uno de los movimientos y sus respectivas gráficas de respuesta, representando de manera clara y compacta su comportamiento con respecto al tiempo.

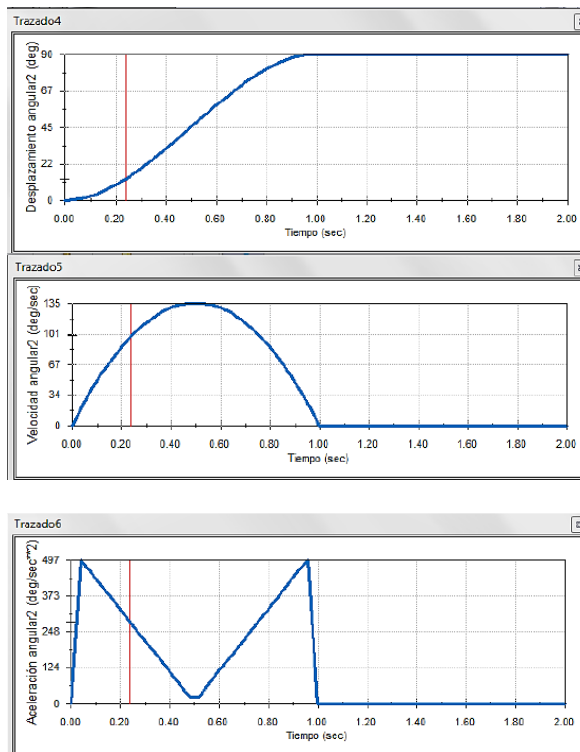
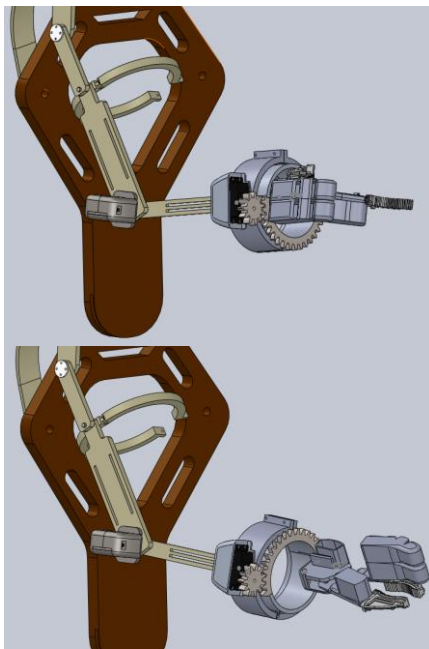
Tabla 76
Análisis de movimiento y respuesta del exoesqueleto.



CONTINÚA 

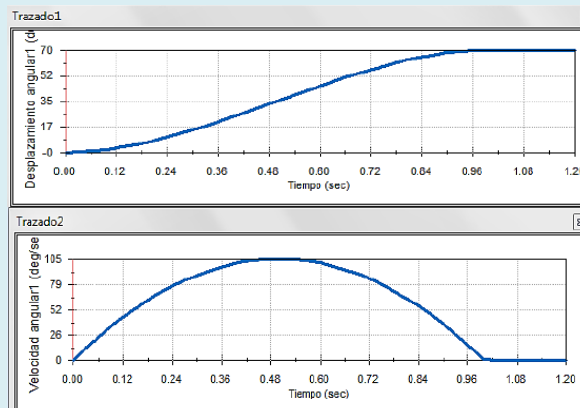


Supinación-Pronación de la muñeca:
 $0^\circ < \alpha < 180^\circ$

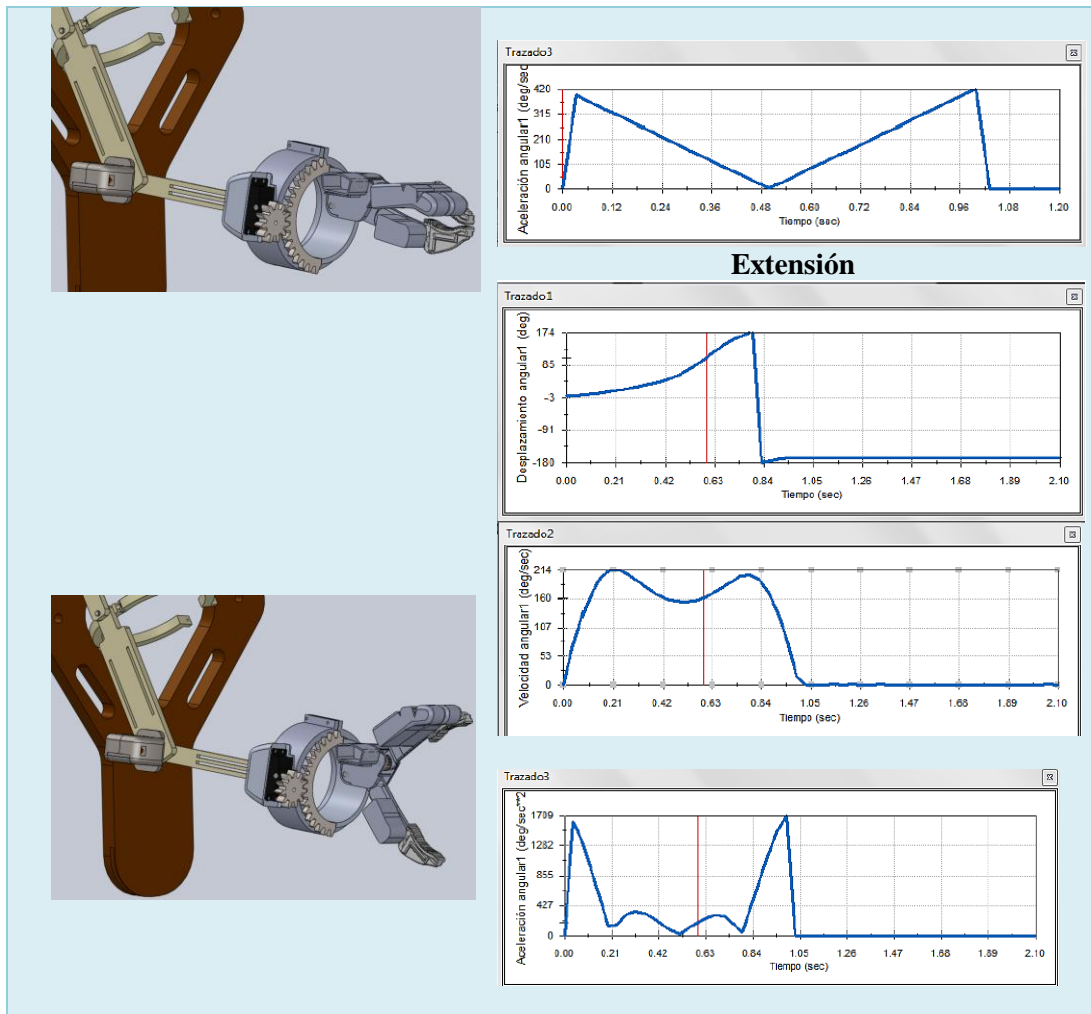


Flexión-Extensión de la mano:
 $0^\circ < \alpha < 70^\circ$

Flexión



CONTINÚA



En cada movimiento observamos la curva de respuesta que se obtiene al mover cada grado de libertad del exoesqueleto a un ángulo establecido, las gráficas obtenidas son: desplazamiento vs tiempo, velocidad angular vs tiempo y aceleración angular vs tiempo. Con las gráficas anteriores podemos tener una rápida comprensión del comportamiento del exoesqueleto puesto que entre ellas se relacionan.

Por consiguiente detallamos tres puntos importantes de las gráficas encontradas.

- Se puede observar como el desplazamiento se mantiene constante al alcanzar el valor permisible de la estructura.

- Cuando la pendiente de la velocidad (aceleración) es pronunciada, la articulación estará cambiando rápidamente su velocidad, por otra parte si no es tan pronunciada su velocidad cambiará más lentamente.
- Al tener un desplazamiento positivo su velocidad será en un sentido positivo, y tener un desplazamiento negativo se tendrá un sentido negativo en la velocidad.

3.6 Construcción e Implementación

Una vez que se realizó todos los análisis de las partes que forman el exoesqueleto aplicando para ello el material con el que se lo va a fabricar, se aseguró que la estructura soportará las cargas que se las van a aplicar, se procede con la construcción e implementación de los sistemas mecánicos y electrónicos.

Construcción de las piezas de la estructura

Concluidos los diseños realizados en CAD en SolidWorks 2016 se procede con la construcción de todas las partes que conforman la estructura del exoesqueleto, para ello se siguen tres procesos antes de obtener las partes de la estructura, la primera es la obtención de moldes por medio de la impresión 3D, la segunda es la fundición de las mismas y la tercera es la aplicación de procesos de manufactura realizados para la obtención final de cada una de las piezas en aluminio.

Cabe destacar que las piezas que conforman el efector final, el piñón del mecanismo de la muñeca y los soportes de los motores una vez impresos no se realiza otro proceso, serán implementados directamente. En la Figura 78 se muestra todo el proceso de construcción realizado.

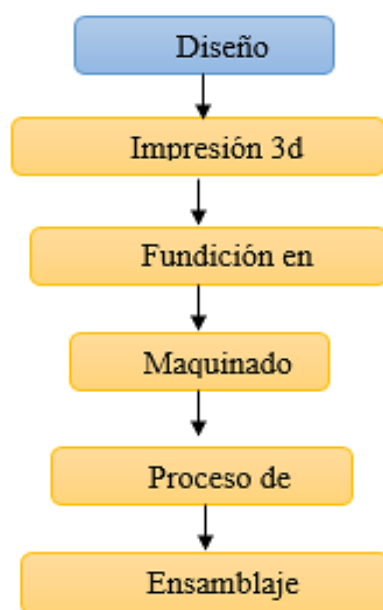


Figura 78. Diagrama del proceso para la construcción de piezas

3.6.1 Moldes de las piezas-Impresión 3D

Para obtener los moldes de cada una de las piezas que forman el exoesqueleto se realiza la impresión en la impresora MakerBot Replicator. En la Tabla 77 se muestra los detalles de la impresión de cada uno de los componentes, como las piezas servirán para molde el relleno fue de 50%.

Tabla 77
Tiempo y cantidad de material por pieza

Piezas	Ejemplares	Tiempo de impresión	Cantidad de material	Material
Unión Hombro-Espaldar	1	5.5 Horas	38 gr	ABS
Unión Hombro-Antebrazo	1	6.5 Horas	35 gr	ABS
Antebrazo	1	4 Horas	31 gr	ABS
Brazo	1	70 Min	25 gr	ABS
Muñeca Exterior	2	5.5 Horas	42 gr	ABS
Muñeca Interior	2	4 Horas	40 gr	ABS
Gripper	1	6 Horas	30 gr	ABS
Soporte Motores	2	4 Horas	22 gr	ABS
Piñón	1	1 Hora	10gr	ABS

3.6.2 Fundición

Antes de realizar el proceso de fundición se escogió el material que es aluminio puesto que tiene características que cumplen con las necesidades que exige el prototipo.

Características físicas:

- Metal ligero, 2700 kg/m^3 de densidad.
- Punto de fusión: menor a los $660 \text{ }^\circ\text{C}$ (933 k).
- No es susceptible a la corrosión.
- Es de fácil adquisición en nuestro medio.
- Se lo puede reciclar para volverlo a reutilizar como por ejemplo en fundiciones.

Características mecánicas:

- De fácil mecanizado
- Material ligero y dúctil a la vez
- Permite ser fundido y forjado.

A continuación se detalla los pasos a seguir para obtener las piezas del exoesqueleto en aluminio, ver Figura 79.

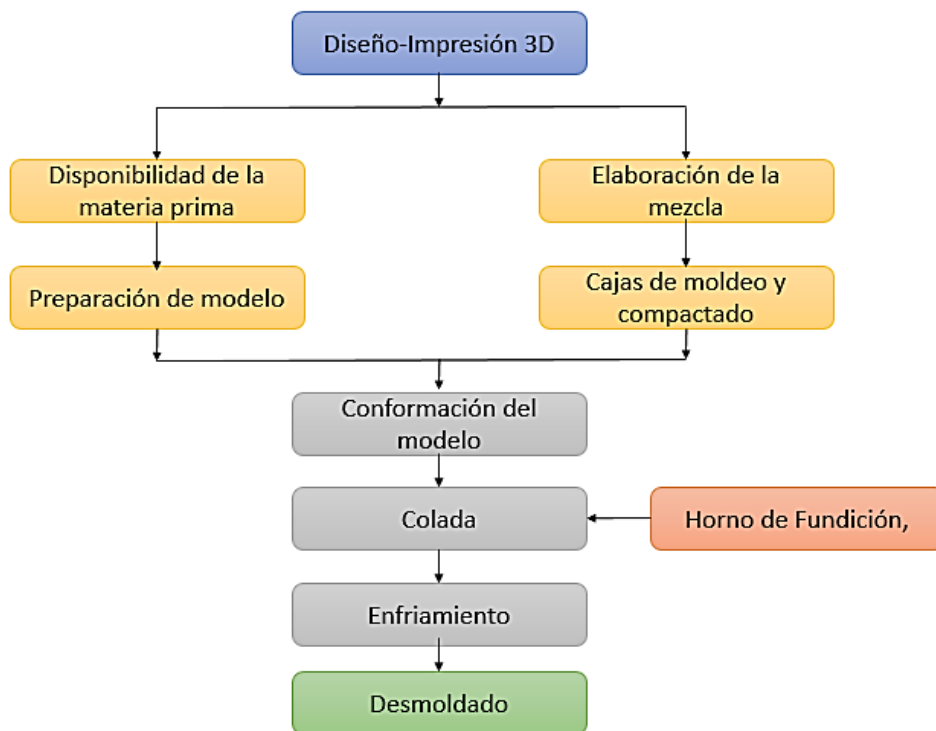


Figura 79. Diagrama de procedimiento realizado para la fundición.

Para obtener el modelo se tienen dos cajas, sin embargo colocamos el modelo en una caja y ahí se coloca el bebedero, también en esta caja se debe realizar una ranura para poder invertir la caja, luego de ello se obtiene el molde como se muestra en la Figura 80.

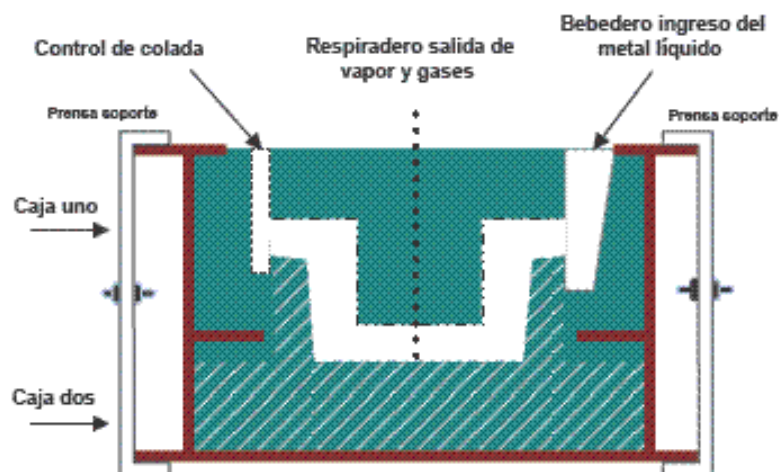


Figura 80. Esquema del molde listo para la fundición
Fuente: (Uruchi, 2014)

El proceso de fusión duró alrededor de 25 min el cual fue el óptimo para que la colada sobrepase la temperatura de 660°C , considerando que el aluminio fundido debe estar a una temperatura alrededor de los 750°C y adquirir el aluminio líquido. En la Figura 81 se observa los cambios de estado del aluminio en el horno de crisol.

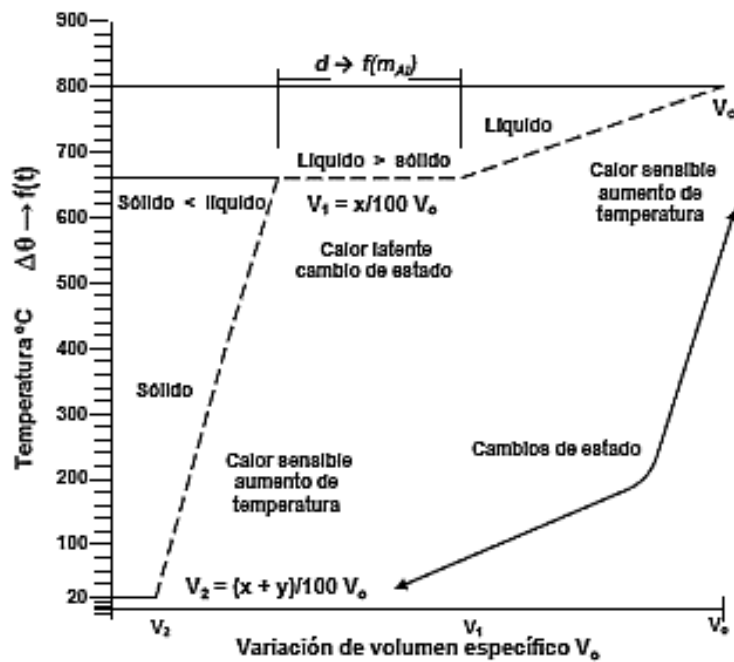


Figura 81. Cambio de estados del aluminio en el crisol.
Fuente: (Uruchi, 2014)

Al tener ya la fundición tomando en consideración lo anteriormente explicado, se realiza el trasvasado de la misma por el bebedero del molde donde el aluminio vuelve a obtener su estado sólido.

3.6.3 Maquinado y acabado de las piezas

Una vez obtenidas las piezas del exoesqueleto en aluminio, procedemos a maquinar las piezas y estén listas para la posterior implementación, el maquinado se realizó en el

laboratorio de Procesos de manufactura de la Universidad. En la Figura 82 se detalla el proceso realizado para cada una de las piezas.

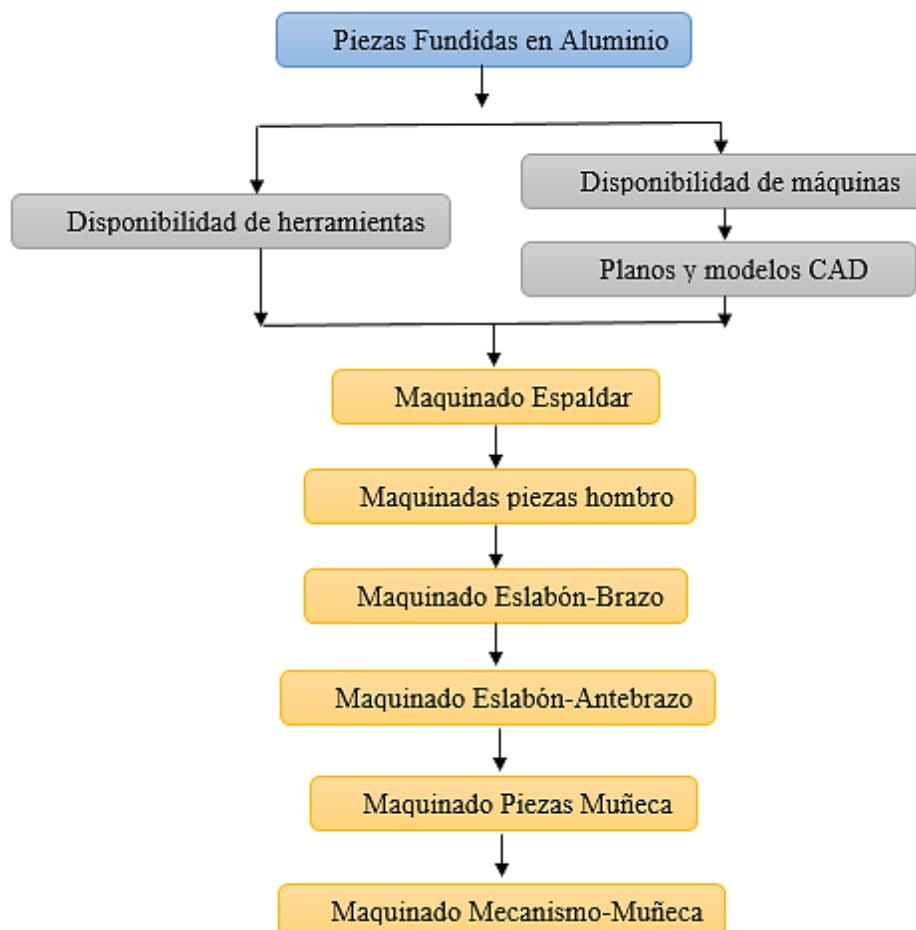


Figura 82. Diagrama del proceso de maquinado

En la Tabla 78 se enlista las diferentes piezas a mecanizar y su respectivo tiempo de maquinado.

Tabla 78
Piezas de aluminio a mecanizar.

No.	Pieza	Material	Tiempo de maquinado
1	Espaldar	Aluminio	Pulido y Limado: 240 min Fresado: 180 min Taladrado: 60 min

CONTINÚA ➡

2	Conjunto hombro	Aluminio	Pulido y Limado: 200 min Fresado: 180 min Taladrado: 60 min
3	Eslabón Brazo	Aluminio	Pulido y Limado: 180 min Fresado: 180 min Taladrado: 45 min
4	Sujetadores del Brazo	Aluminio	Pulido y Limado: 180 min Fresado: 180 min Taladrado: 35 min
4	Eslabón Antebrazo	Aluminio	Pulido y Limado: 180 min Fresado: 120 min Taladrado: 45 min
5	Piezas Muñeca	Aluminio	Pulido y Limado: 200 min Fresado: 180 Torneado: 230 min Taladrado: 60 min
6	Piezas Mecanismo- Muñeca	Aluminio	Pulido y Limado: 180 min Fresado: 200 min Torneado: 230 min Taladrado: 60 min

Para abarcar y detallar todo el proceso de maquinado de cada una de las secciones se realiza hoja de procesos de cada una de las partes.

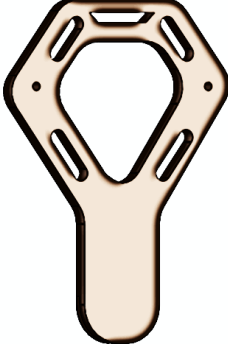
- **Maquinado Espaldar**

En la Tabla 79 se muestra la hoja de procesos del espaldar que es la base del exoesqueleto.

Tabla 79
Hoja de procesos del Espaldar del exoesqueleto

HOJA DE PROCESOS – ESPALDAR BASE DEL EXOESQUELETO
Dimensiones:
Encargados: Andrés Simbaña Daniel Guambo

CONTINÚA 

Elemento	Material	Secuencia de Operaciones	MMHH	Tiempo
Espaldar 	Aluminio	Observación de plano CAD	Software CAD	10min
		Medición de piezas fundidas	Pie de Rey Marcador	30min
		Pulido y limado	Limas de desbaste y de acabado Limas media luna (finas y gruesas) Lijas: 120 y 100	240min
		Fresado	Fresadora Fresa 11mm Fresa 15mm	180 min
		Taladrado	Broca 3mm Broca 10mm Broca 7/64 in	60min
		Roscado	Juego de Machos: 10 mm	15min
		Verificación de Planos Cad	Software Cad	15 min

- **Maquinado Piezas hombro**

En este punto existen tres piezas que conforman toda la sección del hombro, una es el eslabón principal que es el que conecta el espaldar con el segundo eslabón del hombro y este a la vez conecta el tercer eslabón del hombro, el tercer eslabón del hombro une esta sección con el antebrazo. Sus hojas de procesos se muestran en la Tabla 80, Tabla 81 y

Tabla 82 respectivamente.

*Tabla 80
Hoja de procesos del Eslabón principal del hombro*

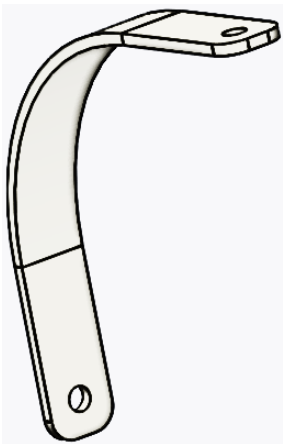
HOJA DE PROCESOS – ESLABÓN HOMBRO				
Dimensiones:				
Encargados: Andres Simbaña Daniel Guambo				
Elemento	Material	Secuencia de Operaciones	MMHH	Tiempo
Eslabón Hombro Principal 	Aluminio	Observación de plano CAD	Software CAD	10min
		Medición de piezas fundidas	Pie de Rey Marcador metálico	30min
		Pulido y limado	Limas de desbaste y de acabado Limas media luna (finas y gruesas) Lijas: 120 y 100	80min
		Fresado	Fresadora Fresa 11mm Fresa 15mm	85 min
		Taladrado	Broca 10mm	20min
		Roscado	Juego de Machos: 10 mm	15min
		Verificación de Planos Cad	Software Cad	15 min

Tabla 81
Hoja de procesos del Segundo eslabón del Hombro

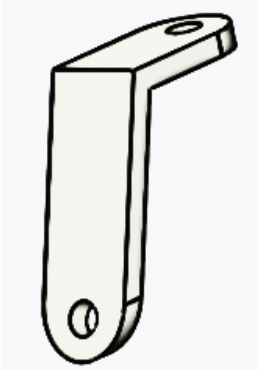

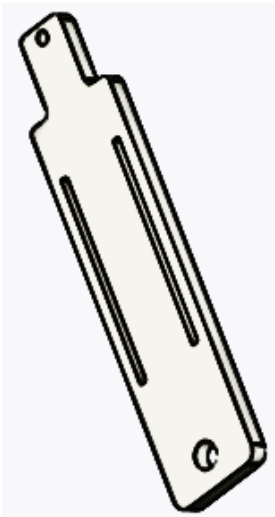
HOJA DE PROCESOS – SEGUNDO ESLABÓN HOMBRO				
Dimensiones:				
Encargados: Andrés Simbaña Daniel Guambo				
Elemento	Material	Secuencia de Operaciones	MMHH	Tiempo
Segundo Eslabón del hombro 	Aluminio	Observación de plano CAD	Software CAD	10min
		Medición de piezas fundidas	Pie de Rey Marcador metálico	30min
		Pulido y limado	Limas de desbaste y de acabado Limas media luna (finas y gruesas) Lijas: 120 y 100	60min
		Fresado	Fresadora Fresa 11 mm	50 min
		Taladrado	Broca 10mm	20min
		Roscado	Juego de Machos: 10 mm y 5 mm	20min
		Verificación de Planos Cad	Software Cad	15 min

Tabla 82
Hoja de procesos del Tercer Eslabón del hombro


HOJA DE PROCESOS – TERCER ESLABÓN HOMBRO				
Dimensiones:				

Daniel Guambo				
Elemento	Material	Secuencia de Operaciones	MMHH	<i>CONTINÚA</i> 
Eslabón del Brazo 	Aluminio	Observación de plano CAD	Software CAD	10min
		Medición de piezas fundidas	Pie de Rey Marcador metálico	30min
		Pulido y limado	Limas de desbaste y de acabado Limas media luna (finas y gruesas) Lijas: 120 y 100	180min
		Fresado	Fresadora Fresa 3mm Fresa 11mm	180 min
		Taladrado	Broca 3mm Broca 5mm Broca 10mm Broca 7/64 in	60min
		Roscado	Juego de Machuelos: 3mm, 5 mm y 10 mm	25min
		Verificación de Planos Cad	Software Cad	15 min

- **Maquinado Sujetadores del brazo**

En la Tabla 84 se muestra la hoja de procesos de los sujetadores de la parte superior del exoesqueleto con el brazo de la persona.

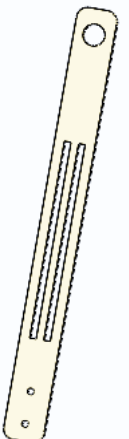
Tabla 84
Hoja de procesos de los sujetadores del brazo.

HOJA DE PROCESOS – SUJETADORES DEL BRAZO				
Dimensiones:				
Encargados: Andres Simbaña Daniel Guambo				
Elemento	Material	Secuencia de Operaciones	MMHH	Tiempo
Sujetadores del brazo 	Aluminio	Observación de plano CAD	Software CAD	10min
		Medición de piezas fundidas	Pie de Rey Marcador metálico	30min
		Pulido y limado	Limas de desbaste y de acabado Limas media luna (finas y gruesas) Lijas: 120 y 100	240min
		Fresado	Fresadora Fresa 3mm Fresa 11mm	180 min
		Taladrado	Broca 3mm Broca 7/64 in	60min
		Roscado	Juego de Machuelos: 3mm	20min
		Verificación de Planos Cad	Software Cad	15 min

- **Maquinado Eslabón Antebrazo**

En la Tabla 85 se muestra la hoja de procesos del eslabón que une la sección del brazo del exoesqueleto con la sección del antebrazo.


Tabla 85
Hoja de procesos del Eslabón del antebrazo

HOJA DE PROCESOS – ESLABÓN DEL ANTEBRAZO				
Dimensiones:				
Encargados: Andres Simbaña Daniel Guambo				
Elemento	Material	Secuencia de Operaciones	MMHH	Tiempo
	Aluminio	Observación de plano CAD	Software CAD	10min
		Medición de piezas fundidas	Pie de Rey Marcador metálico	30min
		Pulido y limado	Limas de desbaste y de acabado Limas media luna (finas y gruesas) Lijas: 120 y 100	180min
		Fresado	Fresadora Fresa 3mm Fresa 11mm	120 min
		Taladrado	Broca 3mm Broca 10mm Broca 7/64 in	45min
		Roscado	Juego de Machuelos: 3mm	15min
		Verificación de Planos Cad	Software Cad	15 min

- **Maquinado Sección Muñeca**

En la Tabla 86 se muestra la hoja de procesos de las piezas que forman la sección de la muñeca, y que son los que compactan el mecanismo de su movimiento. Cabe destacar que es una sola tabla ya que para su maquinado se lo hizo en conjunto porque para el torneado, no se lo puede hacer las dos piezas por separado, sino a las dos juntas. Para ello se usó una abrazadera de metal de 100mm.

Tabla 86
Hoja de procesos de la sección de la muñeca

HOJA DE PROCESOS – SECCIÓN MUÑECA				
Dimensiones:				
Encargados: Andres Simbaña Daniel Guambo				
Elemento	Material	Secuencia de Operaciones	MMHH	Tiempo
Sección muñeca 	Aluminio	Observación de plano CAD	Software CAD	10min
		Medición de piezas fundidas	Pie de Rey Marcador metálico	30min
		Pulido y limado	Limas de desbaste y de acabado Limas media luna (finas y gruesas) Lijas: 120 y 100	200min
		Fresado	Fresadora Fresa 3mm	180 min

			Fresa 11mm	
		Torneado	Torno Cuchilla de exteriores Cuchilla de interiores Cuchilla de Vidia	230 min
		Taladrado	Broca 3mm Broca 7/64 in	60min
		Roscado	Juego de Machuelos: 3mm	20min
		Verificación de Planos Cad	Software Cad	15 min


- **Maquinado Piezas de movimiento de la muñeca**

En la Tabla 87 se muestra la hoja de procesos de las piezas que realizan el movimiento de la muñeca, una de las piezas tendrá el engrane que en conjunto con el piñón que está unido al motor realizará el movimiento, la segunda pieza es simplemente el que compacta la muñeca de la persona con este mecanismo. Cabe destacar al igual que el anterior punto que para realizar el torneado se fusionó mediante una abrazadera.

Tabla 87

Hoja de procesos del mecanismo interno de la muñeca

HOJA DE PROCESOS – MECANISMO DE MOVIMIENTO DE LA MUÑECA				
Dimensiones:				
Encargados: Andres Simbaña Daniel Guambo				
Elemento	Material	Secuencia de Operaciones	MMHH	Tiempo

	Aluminio	Observación de plano CAD	Software CAD	10min
		Medición de piezas fundidas	Pie de Rey Marcador metálico	30min
		Pulido y limado	Limas de desbaste de acabado <i>CONTINÚA</i> → Limas media luna (finas y gruesas) Lijas: 120 y 100	
		Fresado	Fresadora Fresa 3mm Divisor Fresa para engrane Modulo: 3	200 min
		Torneado	Torno Cuchilla de exteriores Cuchilla de interiores Cuchilla de Vidia	230 min
		Taladrado	Broca 3mm Broca 7/64 in	60min
		Verificación de Planos Cad	Software Cad	15 min

- **Maquinado engrane**

Para el maquinado del engrane, que es parte del mecanismo que dará el movimiento rotacional de la muñeca, se usa la fresadora del laboratorio de procesos y su correspondiente divisor, para su uso se debe realizar los cálculos necesarios que corresponde al número de vueltas que tenemos que dar al divisor y así ir formando cada uno de los dientes del engrane.

En la Figura 83 se muestra el divisor de la fresadora y sus partes para entender mejor el procedimiento que se realiza.

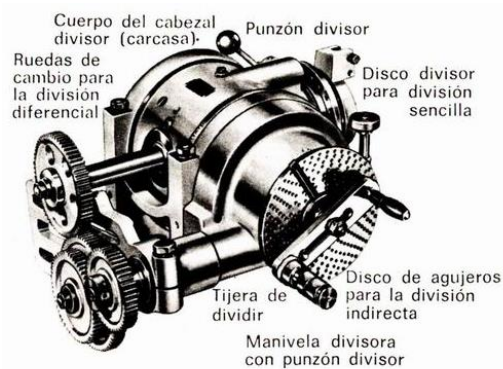


Figura 83. Cabezal universal divisor para engranes rectos.
Fuente: (Sena, 2016)

Existen diferentes formas de usar el divisor en la fresadora, para nuestro propósito usamos una división indirecta y calculamos las fracciones por vuelta que se debe emplear (ver 61). Los cálculos para el uso del divisor y fabricar el engrane de 35 dientes que usaremos en el exoesqueleto son:

Fórmula para calcular el número de vueltas.

$$V.M = \frac{K}{Z} \quad (61)$$

Dónde:

$V.M = Vueltas\ de\ la\ Manivela$

$K = contante\ del\ divisor$

$Z = numero\ de\ dientes$

$$V.M = \frac{40}{35}$$

Realizando una división común obtenemos:

$$\begin{array}{r} 40 \overline{)35} \\ \underline{5 } \\ 1 \end{array}$$

$$1 \frac{5}{35} = 1 \frac{1}{7}$$

Existen diferentes módulos de discos que usa el divisor y se puede observar en la Figura 84.

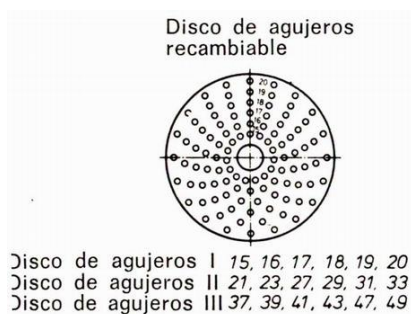


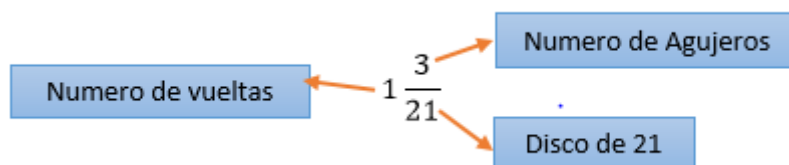
Figura 84. Módulos de discos disponibles

Fuente: (Sena, 2016)

Como podemos verificar no se tiene acceso a un disco del divisor que tenga un módulo de 7 por lo tanto multiplicamos cada uno de los elementos de la fracción por 3 (ver 62)

$$1 \frac{5}{35} \times \frac{3}{3} = 1 \frac{3}{21} \quad (62)$$

Con ello podemos usar ya un disco que tiene un módulo de 21, para comenzar con la creación del engrane interpretamos la fracción así:



Es decir para realizar cada diente del engrane debemos dar 1 vuelta con 3 agujeros en el disco del divisor de 21. Con la ayuda de la manivela y un elemento del divisor denominado tijera se procede a dar las vueltas para ir formando el engrane. La tijera nos ayudará a realizar el giro sin perdernos del anterior giro realizado. Este procedimiento se lo realiza como se muestra en la Figura 85.

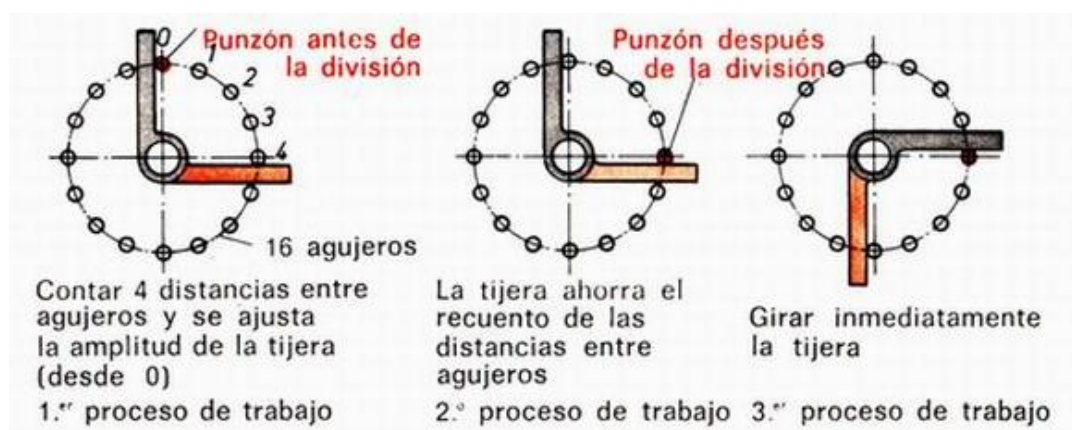


Figura 85. Movimiento de tijera en el disco divisor
Fuente: (Sena, 2016)

Cuando se realiza el cálculo del divisor obtenemos una fracción donde el número de dientes es mayor que la constante del divisor, por lo tanto la manivela del divisor únicamente dará una fracción de vuelta.

En la Figura 86 y Figura 87 , se muestra el proceso realizado para la fabricación del engrane.



Figura 86. Torneado interno del engrane.

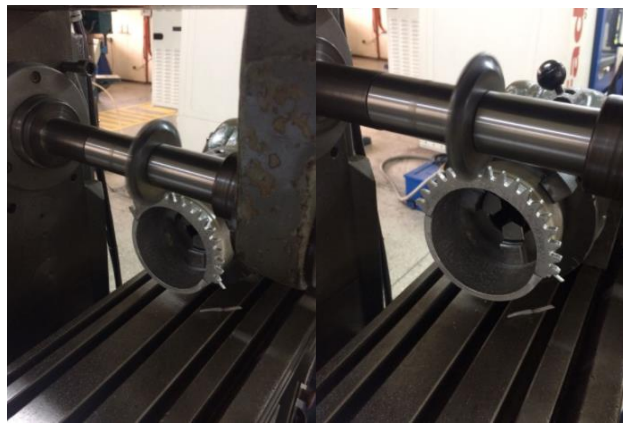


Figura 87. Máquina de engrane con el cabezal universal.

3.6.4 Implementación Final.

Una vez construidas las piezas del exoesqueleto, se procede con el proceso de implementación mecánica del exoesqueleto. Para entender mejor el procedimiento a realizar para la implementación, se especifica en el diagrama de la Figura 88.

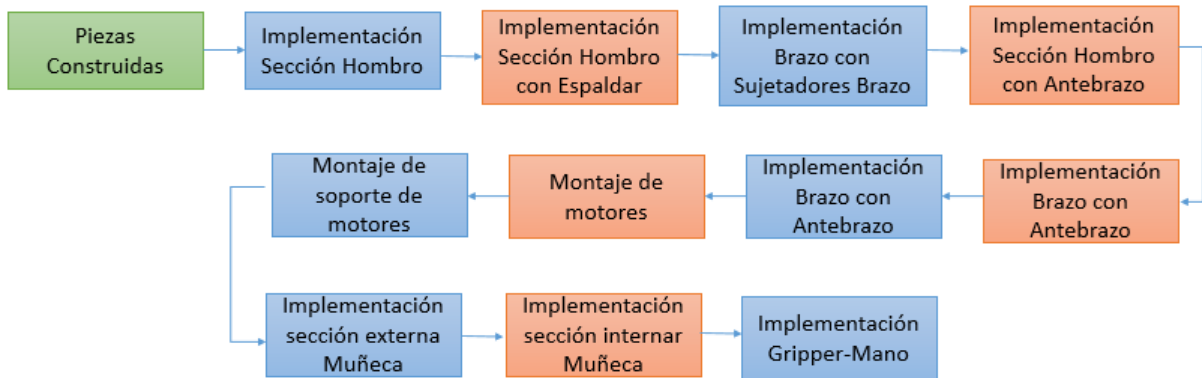


Figura 88. Diagrama para implementar el exoesqueleto.

En la Figura 89, Figura 90, Figura 91 y Figura 92 se muestra el exoesqueleto implementado en su totalidad.



Figura 89. Sección del hombro totalmente implementada



Figura 90. Sección del hombro-brazo totalmente implementada



Figura 91. Soporte servomotor implementado



Figura 92. Implementación final brazo-antebrazo.

CAPÍTULO IV

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE HARDWARE Y SOFTWARE PARA EL CONTROL DEL EXOESQUELETO

4.1 Introducción

El movimiento del exoesqueleto es controlado mediante las señales EMG, y variación de los ángulos registrados por el sensor inercial (IMU). Mediante estos sistemas se puede identificar y discriminar tres movimientos de la extremidad superior, los mismos que están asociados a los 3DOF del exoesqueleto descrito en el capítulo 3.

Las señales EMG fueron registradas en los músculos, bíceps, pronador y flexor, asociados a los movimientos de flexión-extensión, abducción-supinación del antebrazo y flexión-extensión del pulgar. Para la detección de su activación se trabajó con valores umbrales del valor medio cuadrático (RMS) de la señal EMG.

Adicional, se trabajó con 1 sensor inercial ubicado en la parte superior del dedo índice. Principalmente este sensor permite la identificación de los movimientos flexión-extensión, abducción-supinación del antebrazo y flexión-extensión del pulgar con lo cual se puede obtener los ángulos que permitirán la activación de los actuadores. Además, para la identificación del movimiento se estimó la desviación estándar, de los ángulos absolutos obtenidos.

Finalmente se integró el sistema electrónico, sistema de control y elementos de potencia al exoesqueleto.

4.2 Diseño del hardware para la adquisición de señales EMG

Para la realización del hardware y software se toma en consideración las especificaciones técnicas detalladas en el libro *Electromyography, Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation* (De Luca C., 2006), entre las principales recomendaciones se encuentran las características eléctricas requeridas para los amplificadores operaciones y los rangos de frecuencias de corte.

El hardware diseñado permite la toma de datos en tiempo real de las señales EMG que provienen de las señales físicas que se generan al realizar una contracción muscular que origine movimiento, para posteriormente registrarlas y procesarlas mediante un microcontrolador. Los datos adquiridos son de tipo análogo y se interpretan en variación de tensión.

La Figura 93 muestra un diagrama de bloques para la adquisición de las señales EMG. Su construcción se basa en un amplificador de instrumentación INA128P y en una serie de filtros pasa altos y pasa bajos de segundo orden, los cuales garantizan el paso de las frecuencias de corte en un rango de 20 a 500 Hz sugeridas en el libro de Carlo De Luca (De Luca C., 2006). Los canales de detección para las señales EMG disponen de amplificadores independientes pero comparten el electrodo de referencia.

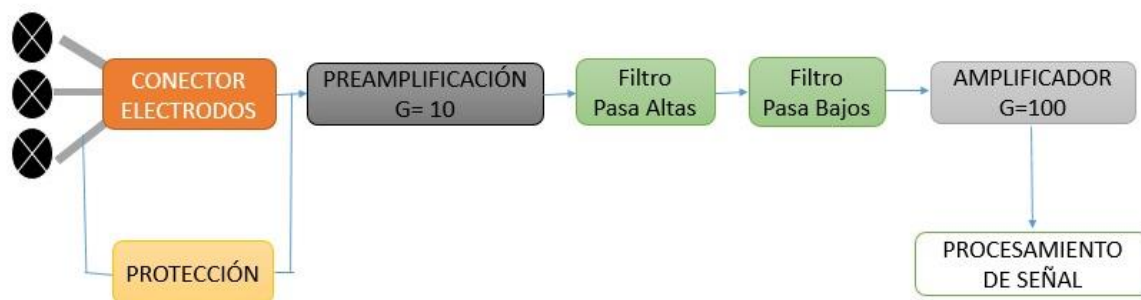


Figura 93. Diagrama de bloques de la adquisición de señales EMG

4.2.1 Electrodo

Los electrodos comúnmente utilizados son los de cloruro de plata (Ag/AgCl), sin embargo dichos electrodos solo se pueden usar una vez, razón por la cual se fabricaron electrodos de acero inoxidable. El acero inoxidable es conocido por su buena conductividad eléctrica, permite mejorar y reducir la relación señal/ruido debido a la gran resistencia a la corrosión que posee, la cual evita que se generen capas de óxido que impidan el paso de corriente iónica (Meziane, Webster, Attari, & Nimunkar, 2013).

Los electrodos de acero inoxidable deben ser fabricados de forma similar a los electrodos de cloruro de plata, los cuales poseen las siguientes medidas: diámetro de la superficie de contacto de 10mm y espesor de 2mm, diámetro del alma del electrodo de 3mm y espesor de 4mm, para que sean de fácil montaje. Al ser fabricados de acero inoxidable su vida útil es prolongada por lo tanto generan una reducción de costos pues ya no es necesario reemplazarlos después de cada uso, por tal motivo se reemplazó los electrodos de Ag/AgCl con los electrodos de acero inoxidable (ver Figura 94).

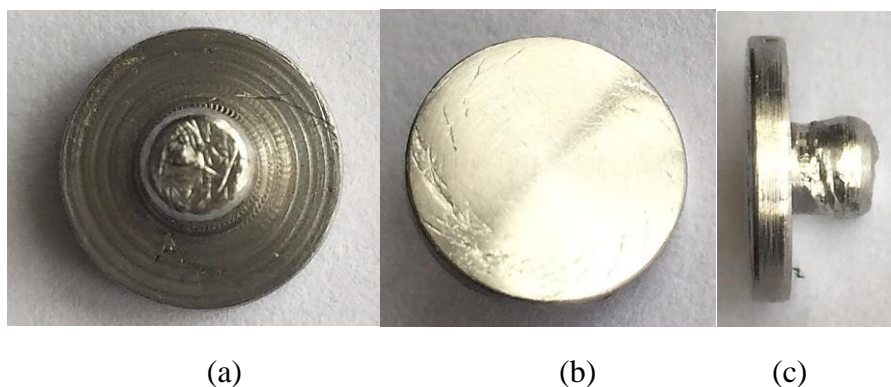


Figura 94. Electrodo de acero inoxidable fabricados. a) Vista superior, b) vista inferior y c) vista lateral.

Los aceros inoxidable son aleaciones de hierro, carbono y un mínimo de 10,5% de cromo, también se los suele aliar con níquel o molibdeno. Este tipo de acero es resistente a la corrosión debido a que el cromo que posee tiene gran afinidad con el oxígeno, al entrar en contacto con ésta forma una capa que recubre el material evitando la corrosión del hierro. Existen aceros inoxidable que contienen un mayor porcentaje de cromo y se los conoce como “ferríticos” pues su estructura metalográfica está formada básicamente por ferrita, además este tipo de acero no es magnético pero posee un gran porcentaje de conductividad eléctrica (Universidad Peruana de Ciencias Aplicadas, 2018). Por tal motivo se usó el acero inoxidable ferrítico para la fabricación de los electrodos de superficie.

Existen dos configuraciones de electrodos de superficie para la adquisición de señales EMG las cuales son monopolar y bipolar. Para el presente proyecto se utilizó la configuración bipolar debido a que mejora la relación señal/ruido.

Para obtener las señales que presenta la tensión muscular se usan tres electrodos de superficie y la configuración es la siguiente: electrodo inversor, electrodo no inversor y el electrodo de referencia (Stegeman & Hermens, 1999). En la Figura 95 se muestra el posicionamiento de los electrodos los cuales se detallan en las siguientes etapas:

- Etapa A: Posicionamiento de los electrodos Inversor y No inversor en el músculo bíceps a una distancia de 1.5cm para el movimiento de flexo-extensión del antebrazo.
- Etapa B: Electrodo Inversor y No inversor en el musculo pronador del antebrazo para los movimientos de pronación y supinación del antebrazo.
- Etapa C: Posicionamiento de los electrodos Inversor y No inversor en el músculo flexor del pulgar, para el movimiento de flexo-extensión del pulgar.
- Etapa D: Electrodo de referencia, compartido para los 3 canales de las señales EMG.

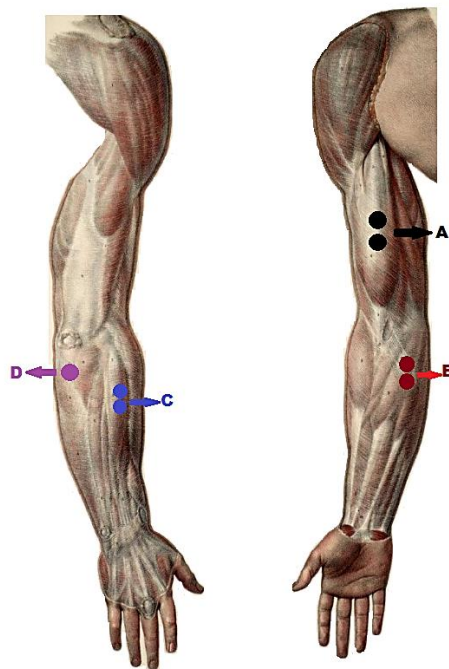


Figura 95. Posicionamiento de los electrodos.
Fuente: (Criswell, 2011)

Se decidió usar el músculo del bíceps para la adquisición de señales EMG que generan los movimientos de flexión-extensión del antebrazo, para realizar un seguimiento del movimiento con el exoesqueleto, porque genera mayor actividad muscular que el músculo tríceps el cual también interviene en la realización del movimiento pero con menor influencia

en el mismo. Para generar los movimientos de pronación-supinación intervienen los músculos pronadores y supinadores, se decidió usar el músculo pronador redondo el cual posee una mayor actividad muscular. Para el movimiento del pulgar el que permite hacer el efecto pinza se utilizó el músculo flexor largo del pulgar porque comparado con el músculo flexor corto y al realizar el efecto pinza posee mayor cantidad de contracción muscular.

4.2.2 Etapa de preamplificación

En la etapa de pre-amplificación se usa el amplificador de instrumentación INA128P. Para la etapa de pre-amplificación es necesario calcular la ganancia, dicha ganancia se divide en dos partes; la ganancia del INA128P y una ganancia del amplificador operacional TL084 con configuración no inversor.

La ganancia necesaria para la realización del exoesqueleto es de 10 se utilizó esta ganancia para amplificar la señal EMG reduciendo la amplificación de ruido siguiendo las recomendaciones del fabricante Texas Instrument que nos indica que podemos dar una ganancia en un rango de 7 y 10. Su resistencia se calcula usando la fórmula que proporciona el fabricante (ver 63).

$$G_{ina128} = 1 + \frac{49.5k\Omega}{R_G} \quad (63)$$

$$10 = 1 + \frac{49.5k\Omega}{R_G}$$

$$\frac{9}{49.5k\Omega} = \frac{1}{R_G}$$

$$R_G = 5.48 k\Omega = 5.6 k\Omega$$

Puesto que la resistencia de $5.6 k\Omega$ no es una resistencia comercial se colocan dos resistencias de $2.7 k\Omega$ en serie para así obtener un valor aproximado al calculado. En la

Figura 96 se detalla el circuito de pre amplificación, los canales +/- son las entradas de los electrodos.

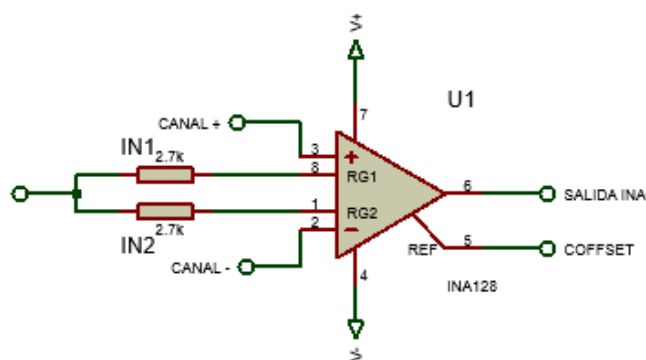


Figura 96. Circuito-Etapa de preamplificación.

4.2.3 Circuito de protección

Para evitar que las corrientes no deseadas afecten al paciente, al circuito y compensar problemas de ruido se integró adicionalmente un circuito de protección mejor conocido como circuito de pierna derecha propuesto por el fabricante Texas Instrument (Texas Instrument, 1997).

Para adquirir las señales EMG se modificó el circuito de pierna derecha (ver Figura 97) adaptándose al diseño del proyecto recordando que el electrodo de referencia no puede ser conectado directamente a la tierra del sistema electrónico por las siguientes razones:

- Pueden provocarse descargas eléctricas al paciente al existir corrientes altas debido a que el circuito no estaría aislado.
- Se puede presentar una impedancia hasta $100\text{k}\Omega$ entre el paciente y el circuito, provocado por un contacto deficiente entre la piel y el electrodo de referencia.

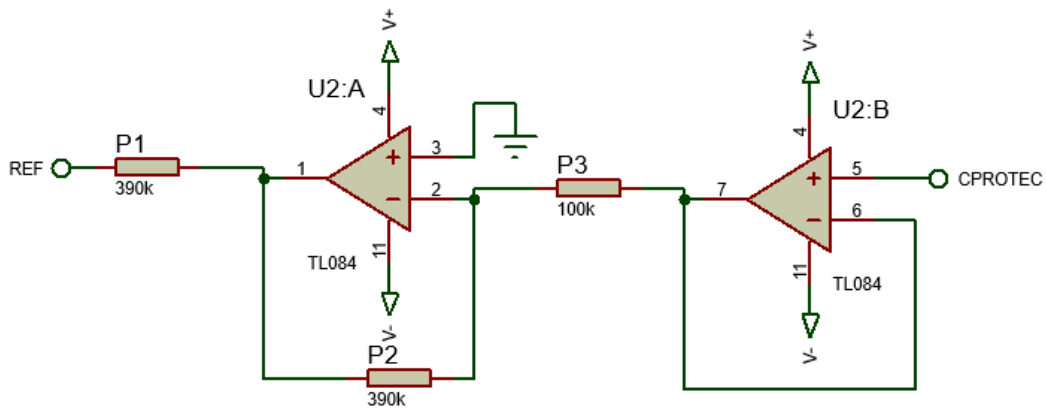


Figura 97. Circuito de protección con modificaciones para EMG.

Adicional al circuito de protección el fabricante recomienda usar un circuito de offset para disminuir el voltaje del amplificador de instrumentación y evitar que entre en saturación, para lo cual se realiza el diseño de un circuito integrador (ver Figura 98) el cual se fabricó considerando la frecuencia recomendada de 500Hz (S.Sedra & C.Smith, 2001), los valores de la resistencia y el capacitor se calculan de la siguiente forma:

$$f = \frac{1}{T}, T = RC \quad (64)$$

$$\frac{1}{50} = RC = 0.2 \approx (270k\Omega)(0.1\mu F)$$

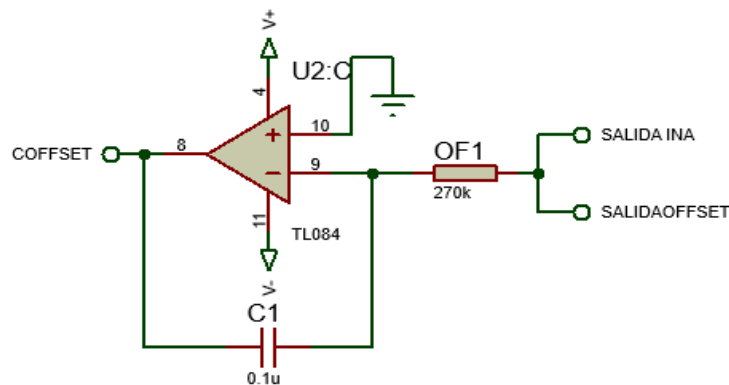


Figura 98. Diagrama circuito integrador.

Para finalizar con la etapa de pre-amplificación se realiza una amplificación final mediante un amplificador operacional TL084 conectado en su configuración no inversora como se muestra en la Figura 99, los cálculos se muestran a continuación:

$$G = \frac{R_6}{R_5} + 1 \quad (65)$$

$$G = \frac{82k\Omega}{10k\Omega} + 1$$

$$G = 9.2$$

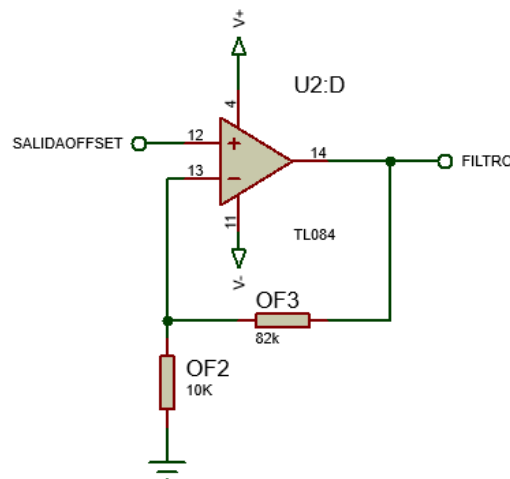


Figura 99. Diagrama circuito no inversor-Etapa de pre amplificación.

4.2.4 Etapa de filtrado

Para la realización de la etapa de filtrado también se usaron los amplificadores operacionales TL084. Para la etapa de filtrado se utilizó la configuración de Butterworth porque su respuesta es plana y al acercarse a su frecuencia de corte su pendiente desciende.

El filtro pasa bandas se diseñó en dos partes: primero un filtro pasa altas que permite el paso de frecuencias mayores a 20hz, consecutivamente un filtro pasa bajas para impedir el

paso de frecuencias mayores a 500Hz; este proceso se denomina en cascada. A continuación se describen los cálculos realizados para el diseño del filtro.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \text{ usando } C = 0.1\mu\text{f y } f_c = 20 \quad (66)$$

$$(20)2\pi C = \frac{1}{R}$$

$$R \approx 82k\Omega$$

Una vez obtenido el valor de la resistencia que permitirá regular el valor de la frecuencia de corte se procede a calcular los valores de resistencias que permitirán obtener una ganancia de 1.6 para obtener un filtro Butterworth de segundo orden (Sergio, 1998). La resistencia R_2 va a tierra y R_1 une la salida no inversora con la salida del amplificador.

$$G = \frac{R_2}{R_1} + 1 \quad (67)$$

Se da a R_2 un valor de 33k y reemplazamos la ganancia requerida de 1.6

$$G = \frac{33k}{R_1} + 1$$

$$1.6 - 1 = \frac{33k}{R_1}$$

$$R_1 = 55k \approx 56k$$

Comercialmente la resistencia que existe es de 56 k y es la que se seleccionó para el diseño.

El diseño del filtro pasa bajas se realizó con la configuración Butterworth al igual que el filtro pasa altas por lo tanto los valores de ganancia se asemejan a los valores de filtro pasa altas y se obtuvo una resistencia de 3.3K. En la Figura 100 se muestra el filtro completo.

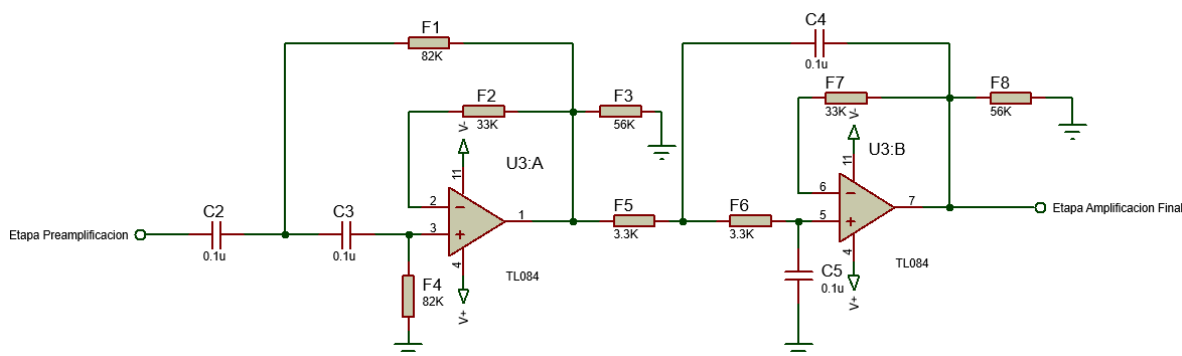


Figura 100. Diagrama esquemático del filtro pasa bandas 20-500Hz

4.2.5 Etapa de amplificación

La etapa de amplificación final amplificar la señal EMG para que pueda ser procesada por el microcontrolador. Hay que tomar en cuenta que esta etapa es la única que varía de acuerdo al músculo al que se la aplique a diferencia de las etapas anteriores que son las mismas para los 3 canales.

Las señales serán adquiridas de 3 músculos distintos y el nivel de activación de cada uno de ellos es diferente; es decir uno emite una mayor diferencia de potencial que otro; por consiguiente para la ganancia final se obtiene un valor que varía mediante el potenciómetro. El potenciómetro será de mayor valor para los músculos más débiles, para el cálculo de los valores de resistencias se utiliza la siguiente ecuación:

$$G = \frac{R_6}{R_7} + 1 \quad (68)$$

Basándose en la ecuación 68 se realizaron los cálculos de las resistencias para los músculos del bíceps, pronador, flexor del pulgar con una ganancia de 10, 50, 50 respectivamente y con un valor de $R_6 = 10k\Omega$ se obtuvo los siguientes resultados: Músculo

del bíceps $90k\Omega$, músculo pronador y flexor $490k\Omega$, al no existir resistencias comerciales con los valores obtenidos se procede a reemplazarlas por un potenciómetro de $100k\Omega$ para el músculo del brazo y la resistencia del antebrazo y mano será reemplazada por un potenciómetro de $500k\Omega$. En la Figura 101 se observa el diagrama del circuito de amplificación final.

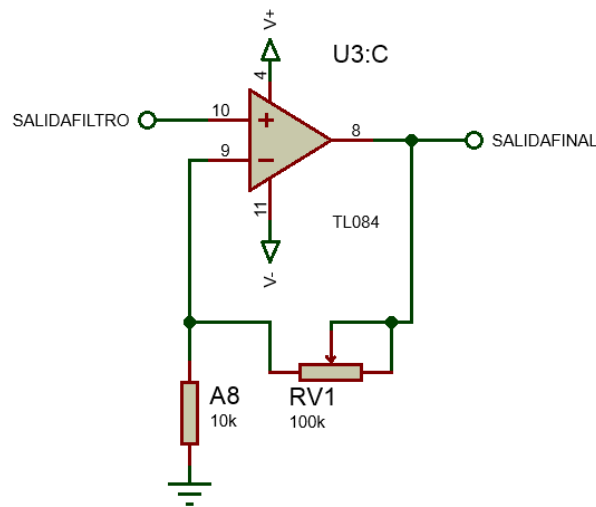


Figura 101. Diagrama amplificador final en configuración no inversora.

4.2.6 Circuito de Offset

En esta etapa se añade un valor de offset (componente de continua) a la señal EMG de un valor $1.5V$, logrando que la señal varíe solo en valores positivos. A continuación se detallan los cálculos de diseño realizados para encontrar los valores de resistencias para el músculo bíceps:

$$V_o = 50V_1 + 0.4V_2 \quad (69)$$

$$R_1 = \frac{100k\Omega}{50} = 2k\Omega \rightarrow 2.2k\Omega$$

$$R_2 = \frac{100k\Omega}{0.4} = 250k\Omega \rightarrow 270K\Omega$$

$$R_p = \left(\frac{1}{2.7k\Omega} + \frac{1}{270k\Omega} \right)^{-1} = 2.18k\Omega$$

$$R_p = \frac{100k\Omega * 2.18k\Omega}{2.18k\Omega - 100k\Omega} = 2.2k\Omega$$

Para los músculos pronador y flexor del pulgar se realizó el mismo cálculo del músculo del bíceps con diferentes valores de ganancia, para el musculo pronador se usa la ganancia de 150 y se obtiene valores de resistencia de: $R_1 = 680\Omega$, $R_2 = 270k\Omega$ y $R_p = 680\Omega$. Para el musculo flexor del pulgar se usa la ganancia de 250 y se obtiene los valores de resistencias de: $R_1 = 560 \Omega$, $R_2 = 270k\Omega$ y $R_p = 560\Omega$.

En la Figura 102 se muestra el diagrama esquemático de todo el sistema que será implementado:

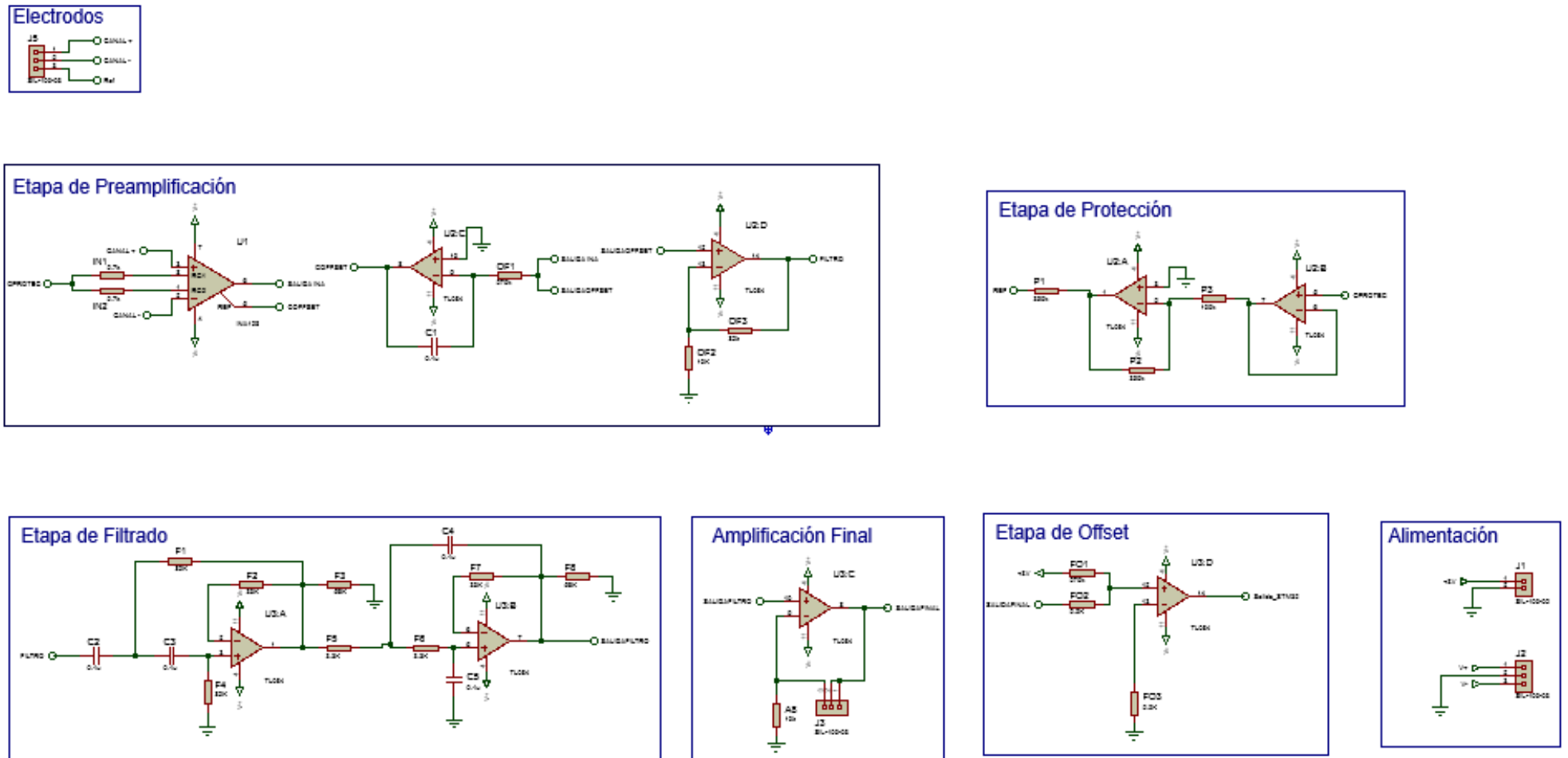


Figura 102. Esquemático de hardware para adquisición de señales EMG con su etapa de offset

4.2.7 Implementación del hardware para la adquisición de señales EMG

Una vez realizado el diseño, se implementó el hardware de adquisición para un canal de señales EMG (en los dos canales restantes se usa el mismo diseño). La implementación del hardware para un canal de las señales EMG se la realizo en una placa de 49x41mm, los canales de los otros músculos tienen la misma dimensión y comparten el electrodo de referencia. En la Figura 103 se presenta el hardware para adquirir un canal de señal EMG

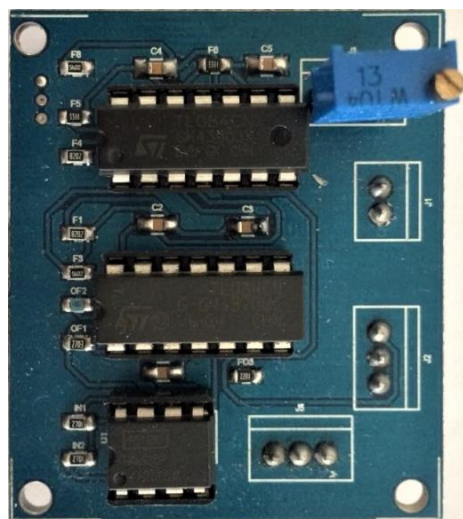
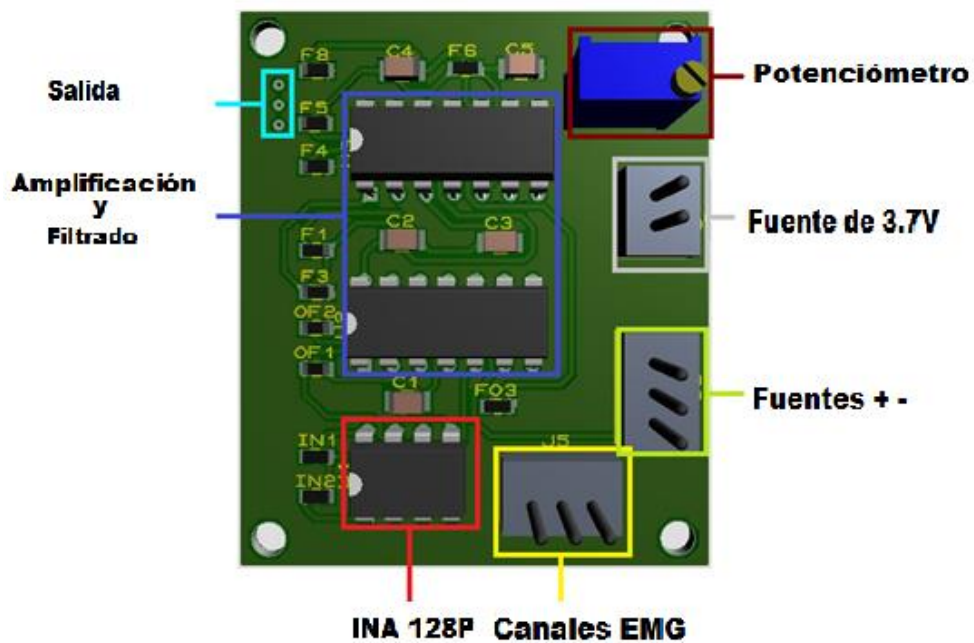


Figura 103. Hardware implementado para la adquisición de un canal de señal EMG.

4.3 Procesamiento de las señales EMG

EL procesamiento de las señales EMG fue realizado en Simulink y embebido en la tarjeta STM32F407 Discovery. El manejo de las señales del sensor inercial (IMU) se las realizó en el mismo entorno de programación. La Figura 104 presenta el diagrama de bloques inicial para el desarrollo del software y se detalla en las siguientes etapas:

- Etapa A: Inicialización de la tarjeta STM 32F407 en Simulink con ayuda de Waijung.
- Etapa B: Subsistema general del algoritmo realizado que se encuentra distribuido de la siguiente manera:
 - Procesamiento de las señales EMG.
 - Procesamiento de las señales IMU.
 - Caracterización de las señales.
- Etapa C: Selección del módulo I2C para la transmisión de datos de la Unidad de Medición Inercial (IMU).

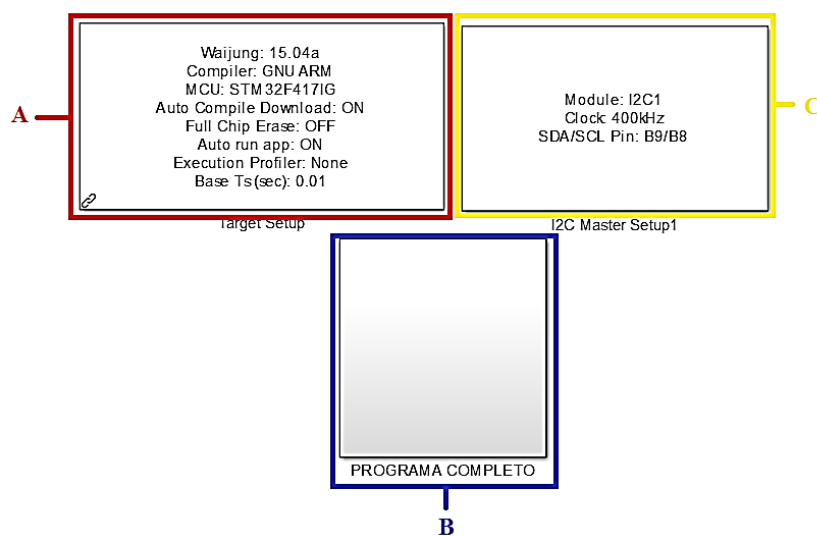


Figura 104. Etapa inicial del software desarrollado en simulink

Para poder registrar los datos obtenidos de la señal EMG y posteriormente obtener un análisis en tiempo y frecuencia se realiza la digitalización de señal, el cual es realizado mediante la tarjeta STM32F407 Discovery de STMicroelectronics que es un procesador digital de señales DSP, además es utilizada para realizar procesamiento de señales en tiempo real y a una velocidad relativamente alta, sus características son: 16 módulos ADC de 12 bits, una frecuencia de 168 MHz, siendo características suficientes para realizar la digitalización de señales EMG.

4.3.1 Adquisición de la señal

Para adquirir las señales EMG de los tres canales se usan los pines A2, A3, A4 del puerto ADC y posteriormente se multiplica por una ganancia que representa la resolución de la tarjeta. En el caso del presente proyecto se multiplica por una ganancia diferente a la resolución recomendada por el fabricante con el propósito de aumentar la amplitud de la señal (ver Figura 105). En la Figura 106 se muestra la respuesta de la señal EMG al realizar varias contracciones sostenidas del musculo bíceps.

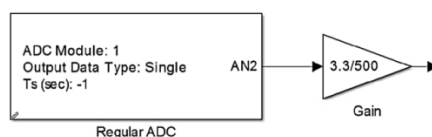


Figura 105. Adquisición de la señal EMG por el módulo ADC.

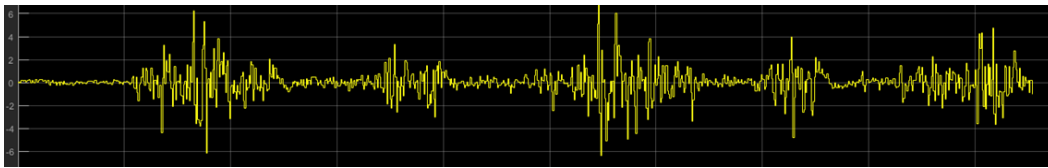


Figura 106. Señal EMG adquirida por el módulo ADC

4.3.2 Filtrado Digital

Se desarrolló una etapa de filtrado en software a pesar de que ya existe un filtrado previo en el hardware, debido a que todo equipo electrónico genera ruido eléctrico al cual se lo conoce como ruido inherente, también existe ruido al mover el brazo donde se encuentran colocados los electrodos de superficie por el movimiento de los cables, al realizar el filtrado digital se reduce ese error lo que permite aumentar la ganancia del potenciómetro y reducir el esfuerzo muscular.

La tasa de disparo de las unidades motoras que están en el rango de frecuencias entre 0 y 20Hz son inestables debido a que la amplitud de la señal EMG es cuasialeatorios, por lo tanto los valores que se encuentran en ese rango de frecuencia se las considera ruido (De Luca C., 2002) (Chowdhury, Reaz, Mohd Alauddini, Chellappan, & Bakar, 2013)

Se puede utilizar dos tipos de filtros digitales que son: los filtros IIR (filtro de respuesta de impulso infinita) y los filtros FIR (filtro de respuesta de impulso finita). Los filtros IIR utilizan menos términos en las ecuaciones por lo que tiene un costo computacional bajo ejecutándose mucho más rápido que los filtros FIR, por eso es recomendable usarlo en el filtrado digital de la señal EMG (Gómez, 2009).

Para evitar que la señal EMG sea distorsionada se utilizó el filtro Butterworth porque no presenta variaciones en las bandas de paso y de parada. Para diseñar el filtro IIR tipo Butterworth se utilizó la herramienta FDA Tool de Simulink, con los parámetros que se presentan en la Tabla 88

Tabla 88
Parámetros de diseño

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

En la Figura 107 se muestra la respuesta del filtro pasa bandas y sus frecuencias de corte que tienen el valor de 20 Hz y 500 Hz, en estas frecuencias se observa que existe una atenuación de 3 dB.

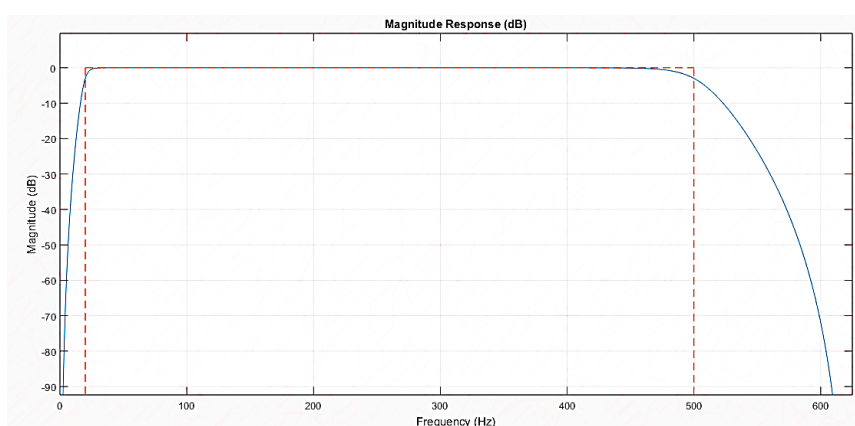


Figura 107. Respuesta en magnitud del filtro pasa-bandas

4.3.3 Cálculo del valor RMS

El valor medio cuadrático (RMS) de una señal es la media de todos los valores que generan la señal, para la realización de este proyecto se usó el RMS para calcular la media de una ventana de 50 datos entre negativos y positivos. Para la estimación de la señal se usó una función para calcular el RMS (ver Figura 108) que se encarga de procesar la señal análoga ingresada, estimando los datos negativos y obteniendo en la salida una señal con valores

positivos, asemejándose a una envolvente de la señal EMG. En la Figura 109 se muestra la respuesta de la señal.

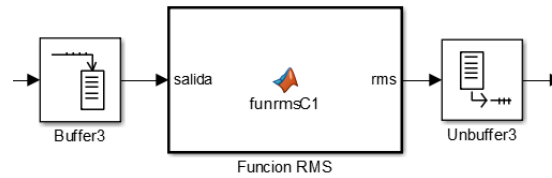


Figura 108. Función RMS para rectificar la señal.

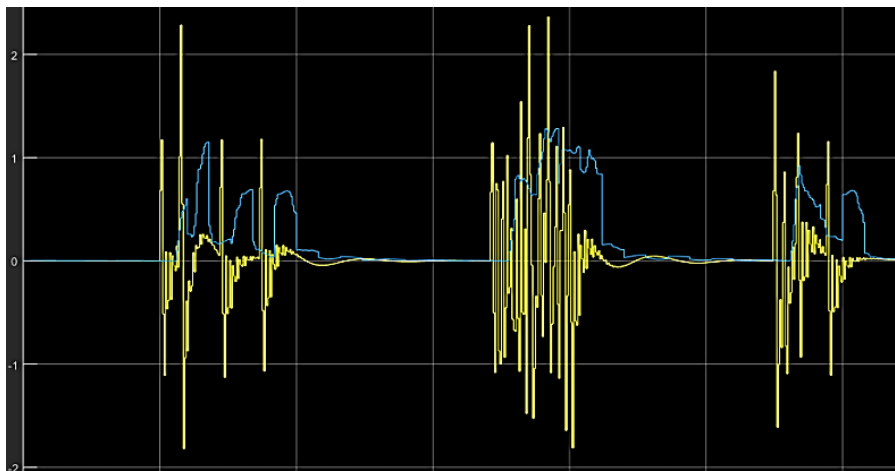


Figura 109. Respuesta de la señal EMG y RMS

Para la eliminación del ruido en altas frecuencias de la señal RMS se realizó un filtro pasa bajas de doble pasada con frecuencias de corte entre 5 y 10 Hz. Para finalizar el procesamiento de las señales RMS se usó el bloque de “*Saturation*” (ver Figura 110), encargado de cortar la señal en un valor determinado permitiendo usar un valor constante en el transcurso del tiempo, este procedimiento se realizó para poder obtener una señal binaria que permita detectar la activación o no del sistema. Se realizó el mismo procesamiento para los tres canales.

En la Figura 111 se puede observar la señal en rojo que muestra la activación o no del musculo.

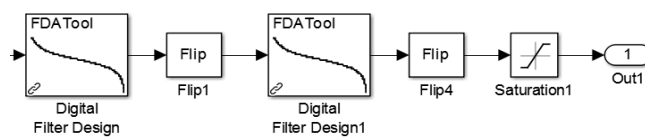


Figura 110. Filtro de doble pasada

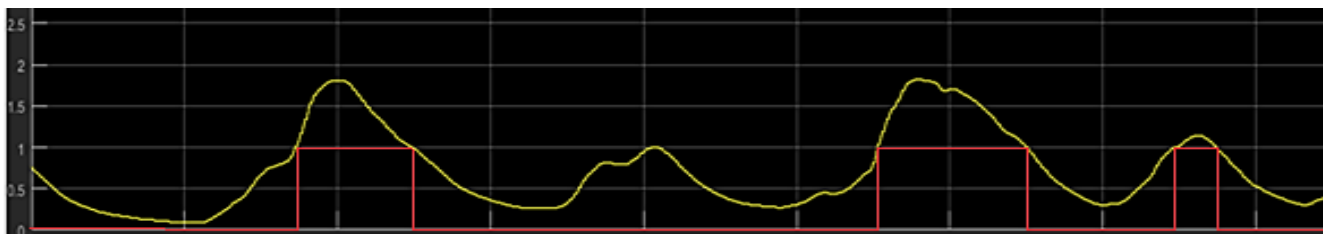


Figura 111. Respuesta del software de las señales EMG

4.4 Procesamiento de las señales IMU

Para la adquisición de las señales del sensor inercial (IMU) se siguieron las sugerencias presentadas en el trabajo de titulación: “*Diseño e implementación de la instrumentación para la caracterización de la biomecánica de la extremidad inferior en sujetos sanos*” (Bermeo Granda & Guamán Sosa, 2017). Por lo cual se decidió trabajar con el sensor inercial BNO055 que posee algoritmos de fusión para el magnetómetro, acelerómetro y giroscopio dando como resultado una salida orientada en tres ejes. Este sensor inercial nos permite obtener los datos en cuaterniones o ángulos de Euler. El BNO055 contiene un acelerómetro triaxial de 14 bits unido a un giroscopio triaxial de 16 bits con un rango de ± 2000 grados por segundo y un sensor geomagnético triaxial embebido a un microcontrolador Cortex M0+ de 32 bits. El IMU BNO055 posee interfaces bidireccionales I2C y UART. También dispone de tres modos de alimentación que son: normal, bajo consumo y suspensión. Este sensor tiene un rango de voltajes entre 2.4V y 3.6V.

Después de recibir los datos del BNO055 se añadió un filtro pasa bajas de orden uno y doble pasada con una frecuencia de muestreo de 1250 para los tres ángulos adquiridos, permitiendo el paso de frecuencias bajas y reduciendo así el ruido (frecuencias altas). En la

Figura 112 se observa el filtrado de las señales que se desarrolló con FDA Tool, las frecuencias de muestreo y de corte son las mismas para las tres señales. En la Figura 113 se muestra la respuesta de la señal del sensor inercial.

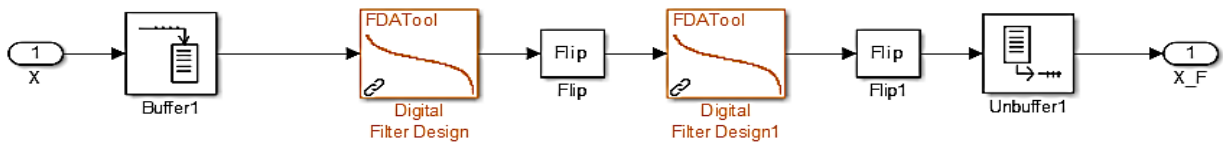


Figura 112.Filtro pasa bajas de doble pasada

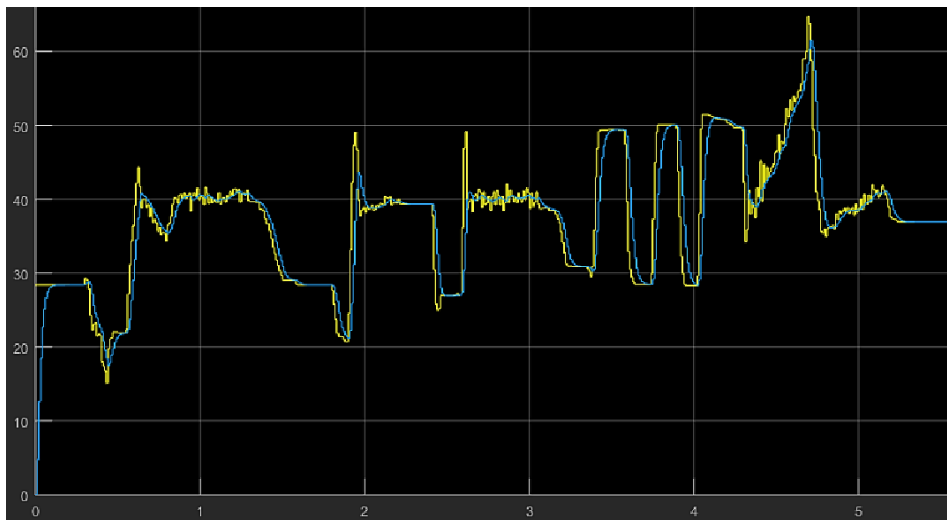


Figura 113.Respuesta de la señal del sensor inercial.

Finalmente, se realizó el cálculo de la desviación estándar (STD) para determinar los rangos de activación para cada uno de los ángulos Yaw, Pitch y Roll. En la Figura 114 se muestra la respuesta de la desviación estándar.

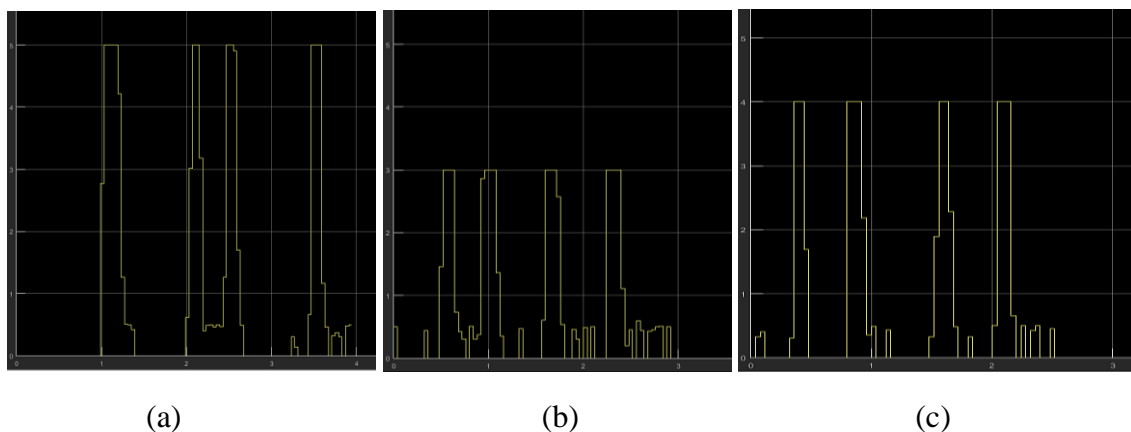


Figura 114. Respuesta de la señal STD, a) STD del eje PITCH, b) STD del eje Roll, c) STD del eje Yaw.

4.5 Caracterización de las señales EMG e IMU para la activación de los actuadores

La caracterización de las señales consiste en identificar los valores que ingresan al sistema de control los cuales permiten la manipulación y control del exoesqueleto, una vez identificados dichos valores de las señales IMU y señal EMG se las compara y se las introducen en una tabla de verdad, la cual permite la activación de los actuadores. Para la activación de los actuadores se crearon dos tablas de verdad, una que controla el movimiento de los actuadores de los ejes Yaw y Roll desde -45° hasta $+90^\circ$ basándonos al eje Pitch (Tabla 89) y una segunda tabla de verdad que controla el movimiento de los actuadores de los mismos ejes desde -45° hasta -90° (Tabla 90).

Se realizaron dos tablas de verdad debido a que los movimientos del brazo derecho no son lineales respecto a los ejes sagital o transversal y la posición del sensor inercial da una activación en los tres ejes por eso es necesario priorizar los movimientos y activar cada grado de libertad independientemente. Por ejemplo, para la activación del actuador que permite el movimiento de flexión-extensión del antebrazo debe existir una activación muscular y una

activación del BNO055 identificando que hay mayor movimiento en el eje Pitch comparado con los ejes Yaw y Roll.


Para la realización de las tablas de verdad se utilizaron la señal EMG del bíceps (EMG B), la señal EMG del pronador (EMG A), la señal EMG del músculo flexor (EMG G) y los ángulos Yaw, Pitch, Roll, estas variables son la encargadas de activar los servomotores del bíceps (SM_B), antebrazo (SM_A) y gripper (SM_G).

Para la realización de la Tabla 89 se tomó como el bit más significativo a la señal EMG del bíceps, debido a que al generarse el movimiento de flexión extensión del antebrazo la variación del ángulo Pitch es mayor, el siguiente bit corresponde a la señal EMG del músculo pronador, seguido de la señal EMG del flexor y los ángulos Yaw, Pitch y Roll respectivamente.


Tabla 89

Tabla de verdad para el control del movimiento del exoesqueleto en el rango de -45° a $+90^\circ$.

EMG B	EMG A	EMG G	YAW	PITCH	ROLL	SM_ B	SM_ A	SM_ G
0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	1	0	0	0
0	0	0	0	1	0	0	0	0
0	0	0	0	1	1	0	0	0
0	0	0	1	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	0	0
0	0	0	1	1	0	0	0	0
0	0	0	1	1	1	0	0	0
0	0	1	0	0	0	0	0	0
0	0	1	0	0	1	0	0	0
0	0	1	0	1	0	0	0	0
0	0	1	0	1	1	0	0	0
0	0	1	1	0	0	0	0	1
0	0	1	1	0	1	0	0	1
0	0	1	1	1	0	0	0	0
0	0	1	1	1	1	0	0	0
0	1	0	0	0	0	0	0	0

CONTINÚA 

0	1	0	0	0	1	0	1	0
0	1	0	0	1	0	0	0	0
0	1	0	0	1	1	0	1	0
0	1	0	1	0	0	0	0	0
0	1	0	1	0	1	0	0	0
0	1	0	1	1	0	0	0	0
0	1	0	1	1	1	0	0	0
0	1	1	0	0	0	0	0	0
0	1	1	0	0	1	0	1	0
0	1	1	0	1	0	0		0
0	1	1	0	1	1	0	0	0
0	1	1	1	0	0	0	0	0
0	1	1	1	0	1	0	1	0
0	1	1	1	1	0	0	0	0
0	1	1	1	1	1	0	0	0
1	0	0	0	0	0	0	0	0
1	0	0	0	0	1	0	0	0
1	0	0	0	1	0	1	0	0
1	0	0	0	1	1	1	0	0
1	0	0	0	1	1	1	1	0
1	0	0	1	0	0	0	0	0
1	0	0	1	0	1	0	0	0
1	0	0	1	1	0	1	0	0
1	0	0	1	1	1	1	1	0
1	0	0	1	1	1	1	1	0
1	0	1	0	0	0	0	0	0
1	0	1	0	0	1	0	0	0
1	0	1	0	1	0	1	0	0
1	0	1	0	1	1	1	1	0
1	0	1	1	0	0	0	0	0
1	0	1	1	0	1	0	0	0
1	0	1	1	1	0	1	0	0
1	0	1	1	1	1	1	0	0
1	1	0	0	0	0	0	0	0
1	1	0	0	0	1	0	0	0
1	1	0	0	1	0	1	0	0
1	1	0	0	1	0	1	0	0
1	1	0	0	1	1	1	1	0
1	1	0	1	0	0	0	0	0
1	1	0	1	0	1	0	0	0
1	1	0	1	1	0	1	0	0
1	1	0	1	1	1	0	0	0
1	1	1	0	0	0	0	0	0
1	1	1	0	0	1	0	0	0
1	1	1	0	1	0	1	0	0
1	1	1	0	1	1	1	0	0

CONTINÚA 

1	1	1	1	0	0	0	0	0
1	1	1	1	0	1	0	0	0
1	1	1	1	1	0	0	0	0
1	1	1	1	1	1	0	0	0

El BNO055 nos permite trabajar en coordenadas absolutas las cuales se rigen al plano cartesiano y en coordenadas relativas las que se rigen a la posición inicial del sensor. En este proyecto se trabaja con coordenadas absolutas, por lo cual se requirió otra tabla para regir el movimiento de los actuadores en los movimientos de Flexión-Extensión del pulgar y Supinación y Pronación del antebrazo en un rango de -45° a -90° del eje Pitch, la Tabla 90 controlará dichos movimientos en ese rango.


Para la elaboración de la Tabla 90 se utilizaron las mismas variables de la Tabla 89 y se toma como el bit más significativo la señal EMG del pronador, debido a que el flexor solo va a tener dos movimientos uno de apertura y otro de cierre mientras que en el pronador van a existir más rangos de movimiento. El siguiente bit corresponde a la señal EMG del flexor, seguido de los ángulos Yaw, Pitch y Roll.

En la Tabla 90 no se toma en cuenta la señal EMG del bíceps debido a que en el rango de estudio de -45° a -90° dicha señal no influye para la activación de los actuadores que siguen el movimiento de flexo-extensión del pulgar y pronación-supinación del antebrazo.

Tabla 90

Tabla de verdad para el control del movimiento del exoesqueleto en el rango de -45° a -90° .

EMG A	EMG G	YAW	PITCH	ROLL	SM_B	SM_A	SM_G
0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	1	0	0	0
0	0	0	1	0	0	0	0
0	0	0	1	1	0	0	0
0	0	1	0	0	0	0	0

CONTINÚA 

0	0	1	0	1	0	0	0
0	0	1	1	0	0	0	0
0	0	1	1	1	0	0	0
0	1	0	0	0	0	0	0
0	1	0	0	1	0	0	0
0	1	0	1	0	0	0	0
0	1	0	1	1	0	0	0
0	1	1	0	0	0	0	0
0	1	1	0	1	0	0	0
0	1	1	1	0	0	0	1
0	1	1	1	1	0	0	0
1	0	0	0	0	0	0	0
1	0	0	0	1	0	1	0
1	0	0	1	0	0	0	0
1	0	0	1	1	0	0	0
1	0	1	0	0	0	0	0
1	0	1	0	1	0	0	0
1	0	1	1	0	0	0	0
1	0	1	1	1	0	0	0
1	1	0	0	0	0	0	0
1	1	0	0	1	0	1	0
1	1	0	1	0	0	0	0
1	1	0	1	1	0	0	0
1	1	1	0	0	0	0	0
1	1	1	0	1	0	0	0
1	1	1	1	0	0	0	1
1	1	1	1	1	0	0	0

Para cumplir con la tabla de verdad se desarrollaron varias etapas de detección y comparación de las señales, para determinar que eje se está activando al mover el sensor inercial se realizó el cálculo de la desviación estándar, el que permite determinar la variación de un grupo de datos enviando un valor positivo y distinto dependiendo la velocidad de movimiento del sensor inercial (ver Figura 115).

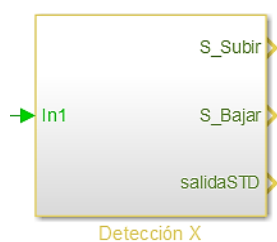


Figura 115. Bloque de detección.

Al mover el sensor inercial los ángulos Yaw, Pitch, Roll, la desviación estándar se activa en los tres ángulos para poder identificar qué movimiento se está generando, se compara la desviación estándar de los tres ángulos para identificar qué valor es mayor y por ende que movimiento se debe activar (ver Figura 116).

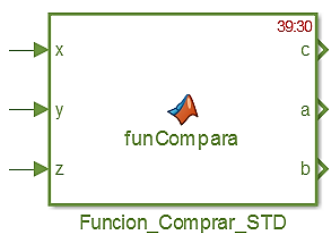


Figura 116. Bloque de comparación

Después de comparar los valores de desviación estándar se envía una señal de un 1 lógico para el ángulo que se activa y un 0 lógico para los ángulos restantes, evitando de esta manera interferencias en el funcionamiento del exoesqueleto (ver Figura 117).

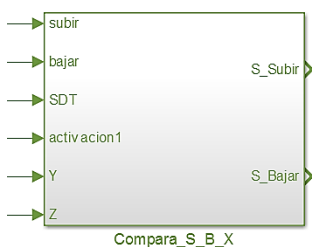


Figura 117. Bloque de comparación para la desviación estándar.

Después de identificar los ángulos y determinar qué valor de desviación estándar es mayor se compara ese valor (1 lógico) con la señal EMG permitiendo cumplir con la lógica de la Tabla 89 y Tabla 90 (ver Figura 118).

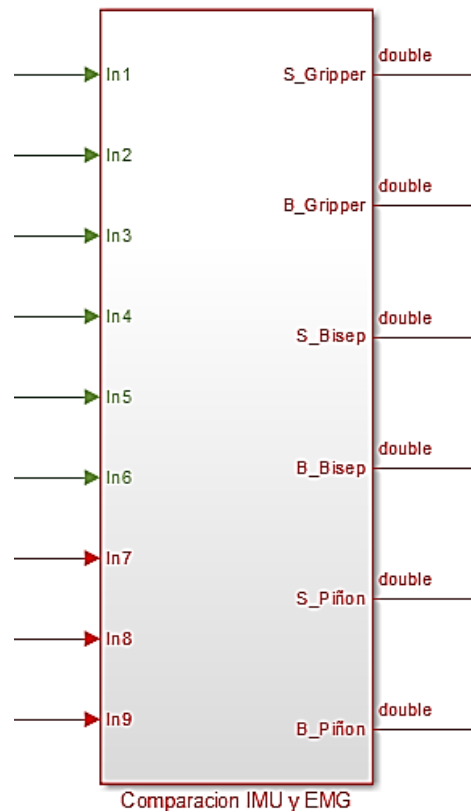


Figura 118. Comparación de señales IMU y EMG

Finalmente, se realiza una comparación para determinar el sentido de giro de los actuadores rotativos (servomotores) y posteriormente se envía la señal hacia los pines de PWM que posee la tarjeta de control (ver Figura 119).

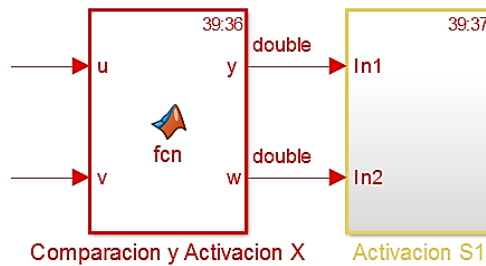


Figura 119. Bloque de comparación y activación de los actuadores.

4.5.1 Activación de los actuadores

Para la activación de los actuadores se determinó el ciclo de trabajo en porcentaje con el propósito de determinar los valores máximos y mínimos de la posición angular del servomotor. Para determinar los valores máximos y mínimos se usa la fórmula de ciclo de trabajo en porcentaje el cual hace uso del tiempo de activación y el periodo. El valor máximo de ciclo de trabajo representa el ángulo máximo del servomotor en el caso del servomotor DS3218 es 180° y el valor mínimo representa la posición mínima del servomotor que es 0° , para determinar los valores de ciclo de trabajo se usa los valores del Duty Radio característicos de cada servomotor que son 0.5 ms, 2.5 ms para los valores máximos y mínimos respectivamente con un periodo de 20ms. El cálculo para el valor mínimo se muestra a continuación:

Duty Radio: 0.5ms – 2.5ms

Pulse Prediod: 20ms

$$Duty Cycle = \frac{T_{on}}{Periodo} * 100$$

$$Duty Cycle \text{ mínimo} = \frac{0.5}{20} * 100$$

$$Duty Cycle \text{ mínimo} = 2.5$$

El cálculo para el valor máximo se muestra a continuación:

$$Duty\ Cycle = \frac{T_{on}}{Periodo} * 100$$

$$Duty\ Cycle\ máximo = \frac{2.5}{20} * 100$$

$$Duty\ Cycle\ máximo = 12.5$$

Con esos valores determinamos la ecuación de la recta encargada de controlar la posición de los actuadores, es decir va sumando o restando valor por valor para realizar los movimientos en sentido horario y antihorario respectivamente (ver Figura 120).

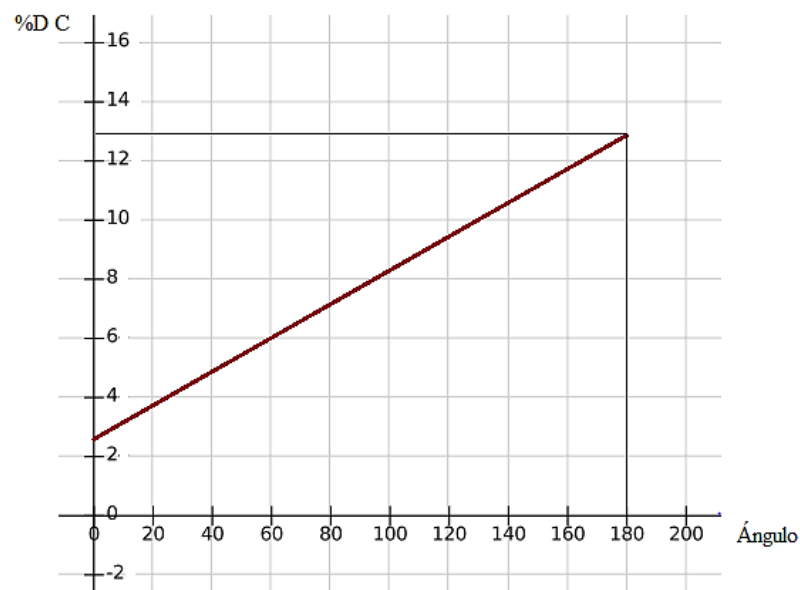


Figura 120. Gráfica Ciclo de Trabajo Vs Ángulo de posición

$$y - 2.5 = \frac{12.5 - 0}{180 - 0} * (x - 0)$$

$$y - 2.5 = 0.0527 * x$$

$$y = 0.0527 * x + 2.5$$

Finalmente, ese valor se integra al sistema de control y se envía por el bloque del PWM como se muestra en la Figura 121 permitiendo el control de posicionamiento del servomotor. El mismo programa se usó para los otros actuadores variando el valor angular, los valores óptimos para cada eje se describen en el apartado 5.2.3.

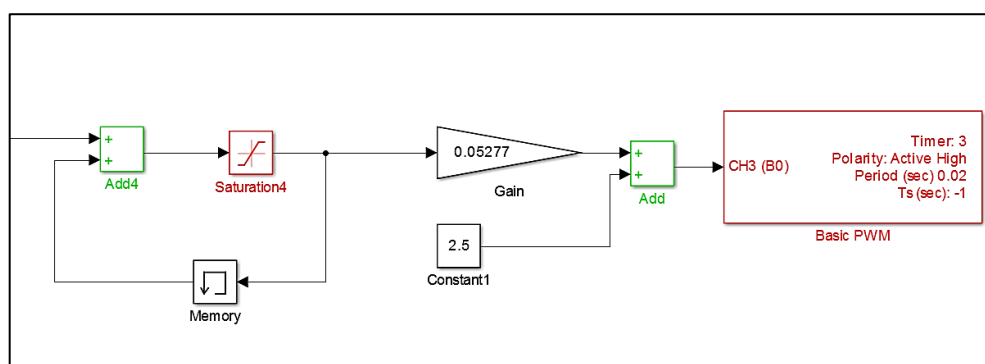


Figura 121. Ecuación de transformación

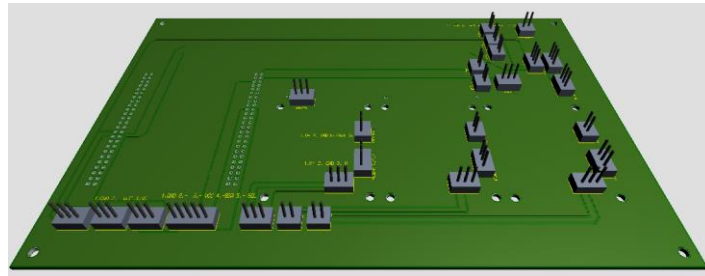
4.6 Integración del sistema mecatrónico

Después del diseño del hardware y software se debe integrar el sistema mecánico, electrónico y de control en un dispositivo que permita dar funcionamiento al exoesqueleto. Por tal motivo es necesario el diseño una tarjeta madre para conectar y alimentar todos los dispositivos electrónicos.

4.6.1 Integración del sistema electrónico en un dispositivo

Para el diseño de la tarjeta madre es necesario conocer los pines de salida de la tarjeta de control, salidas de las señales EMG, salida de las señales IMU, señales de activación para los actuadores y fuentes de alimentación. En la Figura 122a se muestra la tarjeta madre implementada. En la Figura 122b se muestra el hardware de adquisición para las señales

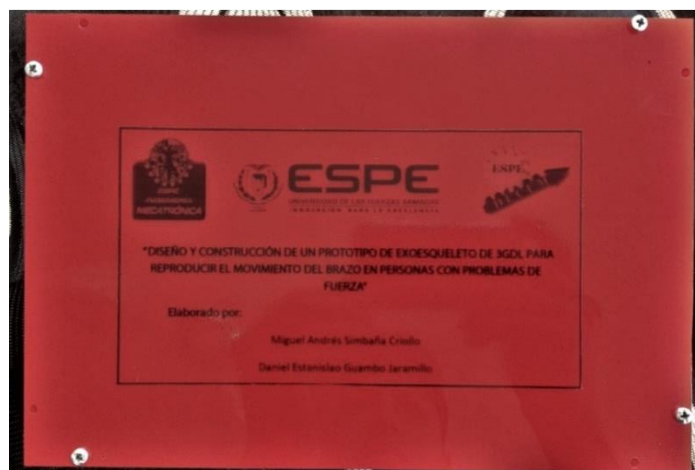
EMG, el circuito de potencia y las fuentes de alimentación. La Figura 122c muestra el dispositivo portable encargado de recibir y manipular las señales de control del exoesqueleto.



(a)



(b)



(c)

Figura 122. a) Placa madre diseñada, b) conexión de los elementos electrónicos, c) dispositivo portable.

4.6.2 Integración del dispositivo electrónico en el exoesqueleto

El dispositivo electrónico mencionado en el apartado 4.6.1 deberá ir siempre colocado en el abdomen del usuario, como se muestra en la Figura 123, esto facilitará la colocación del equipamiento y su posterior manipulación y uso.



Figura 123. Posicionamiento del dispositivo electrónico.

Una vez realizada la parte electrónica se procede a unirla con la parte mecánica explicada en el capítulo 3. Se ubica cada uno de los actuadores en los eslabones que generan los 3 GDL para conectarlos al exoesqueleto como se muestra en la Figura 124.



Figura 124. Implementación de los actuadores en el exoesqueleto

Finalmente, se integra todos los sistemas para conformar el exoesqueleto que consta de 3 GLD los que son generados por 3 servomotores de 20Kg en una base construida de acero ST37 para manipularlo de manera externa. Además, los 3 servomotores están encargados de generar los movimientos del antebrazo flexión-extensión, supinación-pronación y del dedo pulgar flexión-extensión (ver Figura 125).

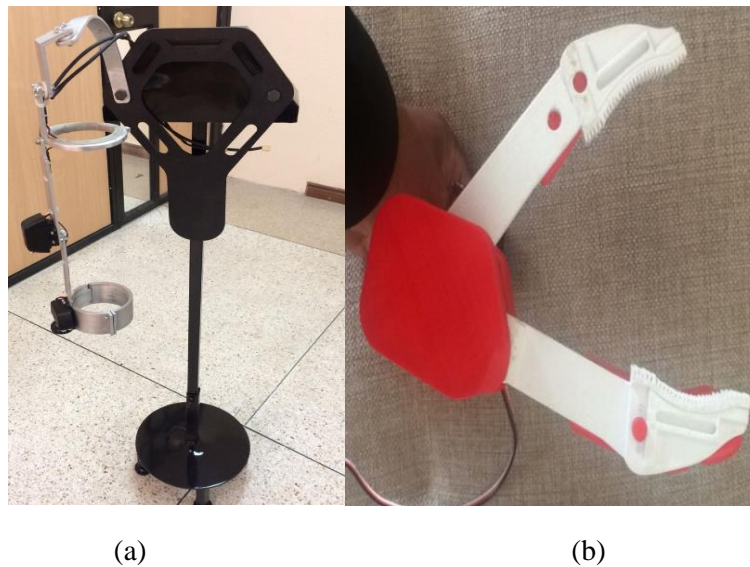


Figura 125. Implementación de los actuadores; a) dos grados de libertad, b) ultimo grado de libertad

Finalmente, se integra el sistema mecatrónico para su manipulación acoplada al usuario y manipulación externa como se muestra en la Figura 126.



(a)



(b)

Figura 126. Manipulación del exoesqueleto, a) manipulación acoplada al usuario y b) manipulación externa.

CAPÍTULO V

PRUEBAS Y RESULTADOS

5.1 Introducción

Las pruebas desarrolladas tienen por objetivo evaluar la activación, seguimiento y posicionamiento de los tres grados de libertad que posee el exoesqueleto respecto a las posiciones del brazo. Este análisis fue realizado de manera cualitativa y cuantitativa.

Se establece un protocolo de pruebas que permita el ajuste de los principales parámetros para la señal EMG, sensor inercial (IMU) y avance angular de los actuadores, con el objetivo de reducir el error de posición al momento de operar el exoesqueleto. A partir del protocolo de pruebas se estandariza la orientación y posición del sensor inercial (IMU) para obtener un seguimiento adecuado del exoesqueleto en relación a la posición del usuario.

Uno de los parámetros calibrados que permite una buena manipulación del exoesqueleto es la ganancia de las señales EMG pues este nos permite aumentar la amplitud de la señal y así reducir el esfuerzo físico al generar una contracción. De igual manera, se debe calibrar el avance angular de los actuadores pues de este valor depende la posición final de los eslabones del exoesqueleto.

Todas las calibraciones fueron realizadas en un mismo usuario optimizando la respuesta del sistema. Con este usuario se evaluará de manera externa y acoplada el seguimiento que realiza el exoesqueleto al brazo derecho para de esta manera obtener resultados cuantitativos.

5.2 Protocolo de pruebas

El protocolo de pruebas es el encargado de establecer una lista de instrucciones, pasos y recomendaciones que permitan estandarizar el proceso de evaluación para optimizar el resultado, minimizando el error de posición del exoesqueleto respecto al usuario. Para cumplir con los requerimientos de activación el protocolo especificara el aumento angular de los actuadores, las coordenadas del sensor inercial, los músculos que intervienen y la posición de los electrodos recomendados para la adquisición de los tres canales de señales EMG.

5.2.1 Preparación previa a las pruebas

Previo a realizar las pruebas se describe una serie de pasos para el uso del exoesqueleto, pues funciona en dos modalidades externa y acoplada. La manipulación externa se encarga de manipular el exoesqueleto sobre un soporte de acero para realizar pruebas previas a la manipulación acoplada con el fin de evitar posibles fracturas en el usuario.

La modalidad acoplada es la que permite potenciar la fuerza del brazo derecho del usuario evitando fatiga muscular al realizar los movimientos de flexión-extensión, pronación-supinación del antebrazo y flexión-extensión del pulgar.

Para un registro correcto de las señales EMG se recomienda usar las directrices de la SENAIM (SENAIM, 1996), que recomienda colocar los electrodos de superficie a una distancia de 1cm a 2cm. En la Figura 127 se muestra la posición de los electrodos de superficie, el color tomate representa el electrodo de referencia, el color rojo representa los electrodos para el músculo flexor del pulgar, el color verde representa los electrodos colocados al músculo bíceps y el color morado representa los electrodos en el músculo pronador.

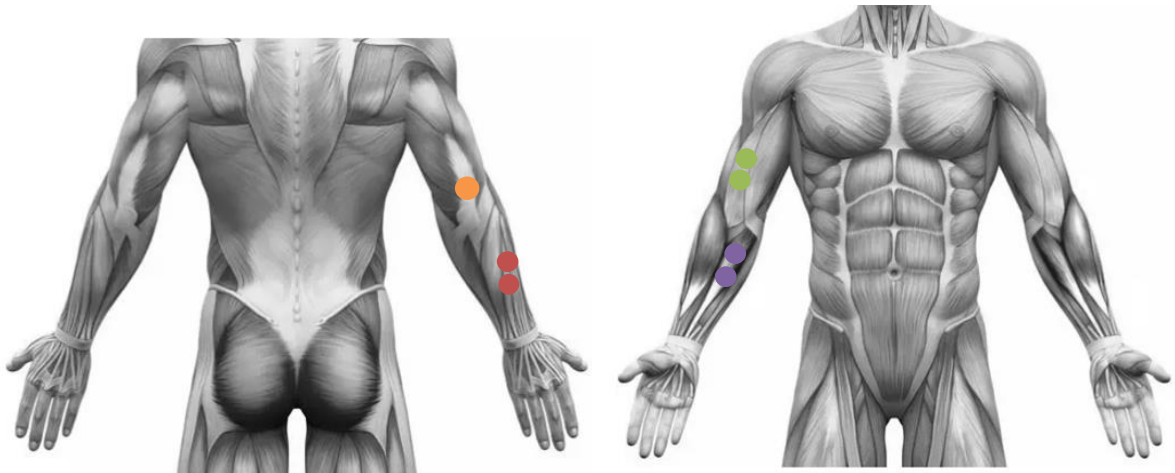


Figura 127. Ubicación de los electrodos en los músculos usados
Fuente: (Getty Images, 2018)

El sensor inercial IMU es colocado en la parte superior del dedo índice específicamente sobre el soporte del Gripper. La Figura 128 muestra la posición final del sensor inercial representada por un rectángulo de color rojo.



Figura 128. Posición del sensor inercial

Fuente: (Getty Images, 2018)

Previo a la realización de las pruebas se debe considerar los pasos para un buen funcionamiento del exoesqueleto controlado de manera externa:

1. Limpiar con alcohol los músculos a usarse para la detección de las señales EMG.
2. Colocar gel conductor en los electrodos y posicionarlos según se muestra en la Figura 127.

3. Colocar el dispositivo electrónico mencionado en el apartado 4.6.1 que contiene los elementos de control y potencia en el abdomen del usuario (ver Figura 123).
4. Acoplar la mano derecha en el Gripper del exoesqueleto (ver Figura 125).
5. Conectar los cables de las señales EMG, sensor inercial y servomotores en sus respectivos pines de conexión del dispositivo móvil.
6. Posicionarse en un ángulo de 45° respecto a los puntos cardinales.

De igual manera para el funcionamiento del exoesqueleto en modalidad acoplada al usuario se recomiendan seguir los siguientes pasos:

1. Limpiar con alcohol los músculos a usarse para la detección de las señales EMG.
2. Colocar gel conductor en los electrodos y posicionarlos según se muestra en la Figura 127.
3. Colocar el dispositivo electrónico mencionado en el apartado 4.6.1 que contiene los elementos de control y potencia en el abdomen del usuario (ver Figura 123).
4. Conectar los cables de las señales EMG, sensor inercial y servomotores en sus respectivos pines de conexión del dispositivo móvil.
5. Sujetar el exoesqueleto en el soporte móvil, acoplar al usuario y ajustar los eslabones al brazo derecho (ver Figura 126).
6. Posicionarse en un ángulo de 45° respecto a los puntos cardinales.

5.2.2 Calibración de la amplitud para las señales EMG

Para mejorar la visualización de las señales EMG al realizar una contracción muscular no forzada, se calibra la amplitud de las señales que ingresan al sistema de control por medio del ADC de la tarjeta STM32F4 Discovery. El valor máximo de voltaje análogo que envía el hardware implementado para las señales EMG oscila en el rango de -2V a 2V. Después de

recibir las señales EMG de los tres canales implementados es necesario realizar la estimación del RMS; que permite realizar una envolvente de la señal EMG, para posteriormente identificar un valor umbral constante lo que nos permite obtener una señal binaria que se encargará de detectar la activación o no de los actuadores en su respectivo rango de tiempo, como se explica en el apartado 4.3.3.

Al realizar la estimación RMS en el rango de voltaje de -2V a 2V se obtiene una señal envolvente con una amplitud máxima de 0.8V, por ende para mejorar la visualización de la señal EMG y su respectivo RMS se aumentó dicha amplitud de la señal EMG al tripe dando como resultado un valor máximo de 6V y -6V, permitiendo obtener una envolvente con amplitud de 2V. La Figura 129. Respuesta de la señal EMG y RMS muestra la respuesta de la señal EMG amplificada (señal en color turquesa) y su respectivo RMS estimado (señal en amarillo). Debido a que cada músculo presenta un valor diferente de potencial no se puede esperar que todas las señales EMG sean iguales, por tal motivo la respuesta obtenida es la aceptada para el procesamiento y posterior manipulación.

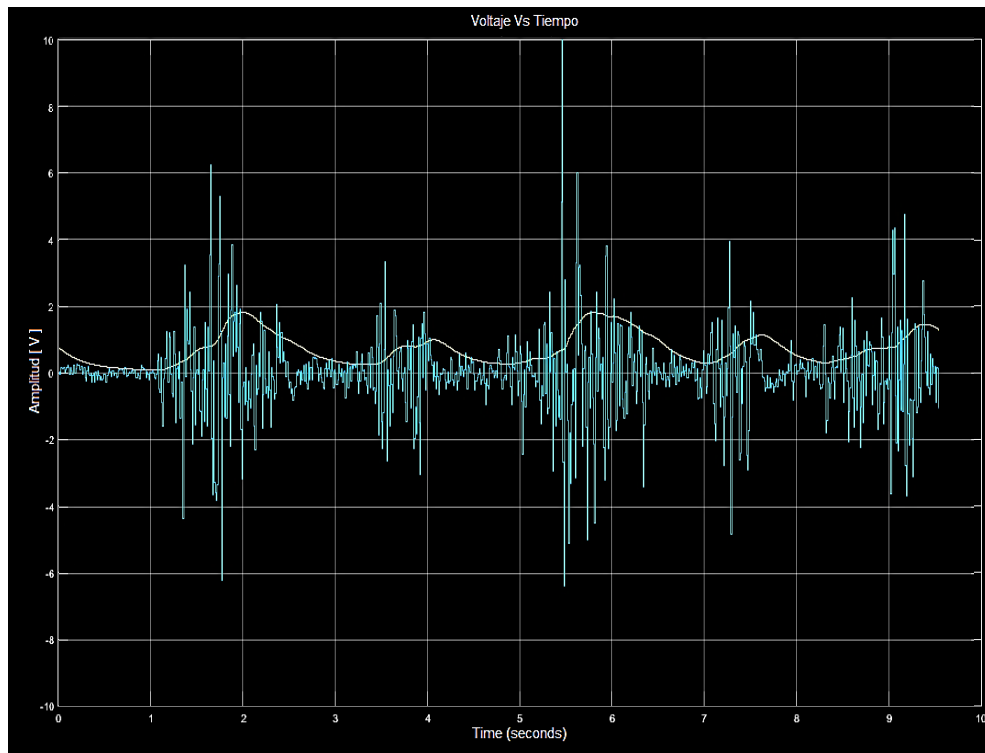


Figura 129. Respuesta de la señal EMG y RMS

5.2.3 Posicionamiento angular de los actuadores

El análisis del posicionamiento de los actuadores se detalla en el apartado 4.5.1 en el cual se explican los cálculos para los valores máximos y mínimos del porcentaje de Ciclo de Trabajo para mover los servomotores digitales DS3218. El movimiento de los actuadores va de 0° a 180° en sentido horario y antihorario. Para controlar la posición angular de los servomotores se varía el valor acumulativo de la señal que va a controlar los actuadores. Se realizaron tres pruebas para determinar el aumento angular que se adapte al seguimiento del brazo (ver Figura 130). Se utiliza una constante la cual se encarga de variar el ángulo de los servomotores, el cual al recibir la señal de activación empieza a aumentar el valor del ángulo mediante la suma del valor que tiene como constante llegando a un valor máximo de 180, 150, 180 para los ángulos Pitch, Roll y Yaw respectivamente. En la Figura 130 se observa que la constante “Sumador” es la que da el avance angular de los servomotores.

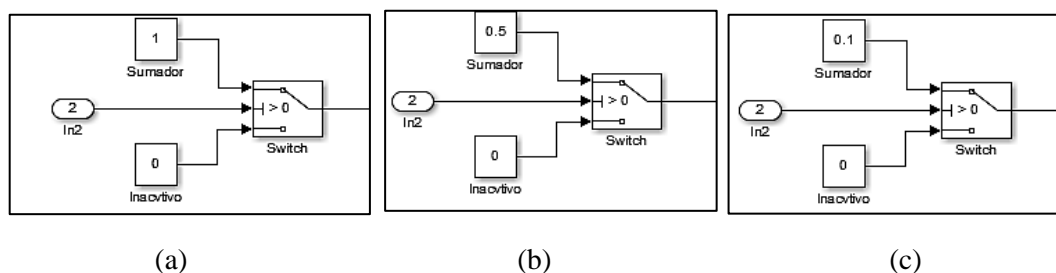


Figura 130. Calibración angular a) sumador con valor 1, b) sumador con valor 0,5 y c) sumador con valor 0,1.

El análisis de los datos se desarrolló de manera cualitativa, determinando el valor óptimo para el seguimiento del brazo derecho con las palabras: “Óptimo” y “No óptimo”. En la Tabla 91 se muestran los resultados obtenidos. La constante “Sumador” representa el avance angular que tienen los actuadores, dicha constante se cambió para determinar qué valor de constante permite mejorar el seguimiento de los eslabones al movimiento del brazo derecho en tiempo real. El valor de 1 en el “Sumador” no sigue el movimiento del brazo derecho pues como se muestra en la Figura 131a el avance del exoesqueleto en comparación con el brazo es mucho mayor por tal motivo se le calificó como “No óptimo”.

Tabla 91

Prueba de optimización para el control de velocidad.

Pruebas	Ejes	Sumador [s/m]	Seguimiento
1	Yaw	1	No óptimo
	Pitch	1	No óptimo
	Roll	1	No óptimo
2	Yaw	0.5	Óptimo
	Pitch	0.5	No óptimo
	Roll	0.5	No óptimo
3	Yaw	0.1	No óptimo
	Pitch	0.1	Óptimo
	Roll	0.1	Óptimo

Como se observa en la Tabla 91, se realizaron tres pruebas con diferentes valores del sumador que es el encargado de sumar dicho valor en cada activación hasta completar el valor máximo de cada eje, el mismo valor se usa para disminuir el valor del sumador al momento de cambiar el sentido de giro del actuador. El valor óptimo para cada movimiento de los ejes se los muestra a continuación:

- Eje Yaw: 0.5[s/m]
- Eje Pitch: 0.1[s/m]
- Eje Roll: 0.1[s/m]

En la Figura 131 se muestran los resultados de las pruebas de posición para el eje Pitch cambiando los valores de la constante encargada de aumentar o reducir la posición angular de los servomotores.

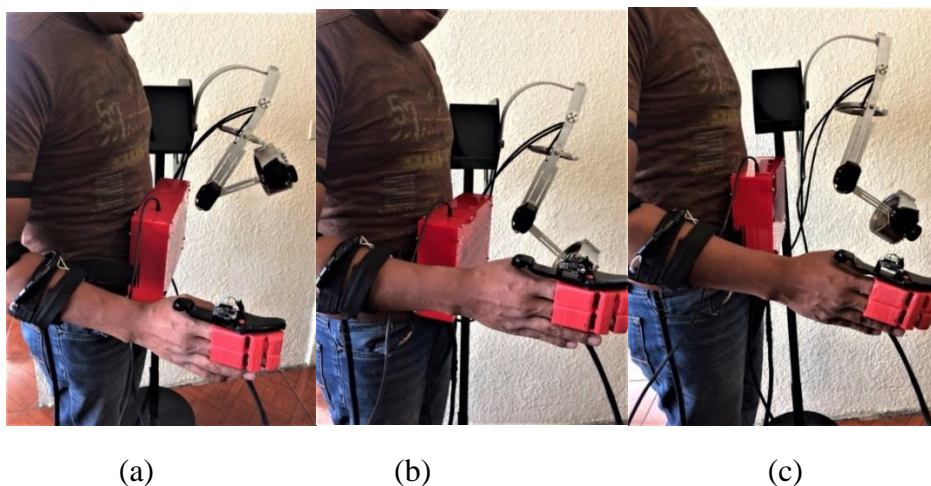


Figura 131. Pruebas de velocidad, a) sumador de valor 1, b) sumador de valor 0,5 y c) sumador de valor 0,1.

Al analizar la Figura 131a se puede visualizar que la posición del eslabón del exoesqueleto comparado con la posición del antebrazo es mayor, por tal motivo se descarto el valor de 1 para el avance angular de los servomotres. La Figura 131b muestra la respuesta del actuador con un avance angular de 0,5 con ese valor la posición angular del actuador no se

igual a la velocidad del antebrazo por eso el eslabón tiene una posición menor a la posición del antebrazo motivo por el cual se descarta dicho valor. En Figura 131c se observa que la posición del eslabón y la posición del antebrazo son muy similares, por ende se selecciona el valor de 0,1 para el valor del avance angular del servomotor en el eje Pitch.

5.2.4 Orientación del sensor inercial

El sensor inercial puede trabajar en dos coordenadas que son: absolutas y relativas. La coordenada absoluta del sensor inercial se la hace respecto a la orientación cardinal es decir que se calcula en dirección del polo norte magnético. La coordenada relativa del sensor inercial muestra la orientación del sensor que varía de acuerdo a la posición inicial del mismo.

Para la selección del tipo de coordenada con el que trabajará el sensor inercial se desarrollaron seis pruebas, tres en orientación relativa y tres en orientación absoluta. Las seis pruebas se las realizó en tres rangos diferentes, el primer rango es $+90^\circ$ a $+45^\circ$, el segundo es $+45^\circ$ a -45° y el tercer rango va de -45° a -90° . Se realizaron las pruebas en tres rangos diferentes debido al conflicto de activación que existe en los ejes Yaw y Roll, pues al realizar un movimiento de dichos ángulos en un rango de -45° a -90° tienden a activarse simultáneamente por eso es necesario estudiar los dos tipos de orientaciones que posee el sensor inercial.

Para la selección de la orientación del sensor inercial se cambia el valor hexadecimal encargado de seleccionar la orientación del sensor BNO055. En las coordenadas relativas se usó el modo de fusión M4G mientras que para las coordenadas absolutas se usó el modo de fusión NDOF, para las dos orientaciones se usa un I2C bidireccional (lectura y escritura) y un modo de alimentación normal.

El estudio de los resultados que se obtuvieron al realizar las 6 pruebas se lo hizo de manera cualitativa, determinando la eficacia de las señales que envía el sensor inercial dependiendo de su orientación, la aceptación de la orientación del sensor inercial se la determino con las palabras “Válido” y “No valido”. Los resultados de las evaluaciones que se realizaron para los dos tipos de orientaciones se detallan en la Tabla 92 y la Tabla 93.


Tabla 92
Prueba de orientación Relativa

Pruebas	Rango	Ejes	Validez
1	+90° a +45°	Yaw	Válido
		Pitch	Válido
		Roll	Válido
2	+45 a -45°	Yaw	Válido
		Pitch	Válido
		Roll	Válido
3	-45° a -90°	Yaw	No valido
		Pitch	Válido
		Roll	No valido

Como se muestra en la Tabla 92 en el rango de +90° a -45° la orientación relativa es válida, pero en el rango de -45° a -90° los ejes Yaw y Roll tienen un conflicto de activación pues la orientación relativa depende de su posición inicial, por ello al posicionar el brazo derecho en el rango de -45° a -90° los ángulos Yaw y Roll cambian de dirección generando una activación errada, por tal motivo no es válido utilizar esta orientación para el desarrollo del proyecto.

Tabla 93
Prueba de orientación Absoluta

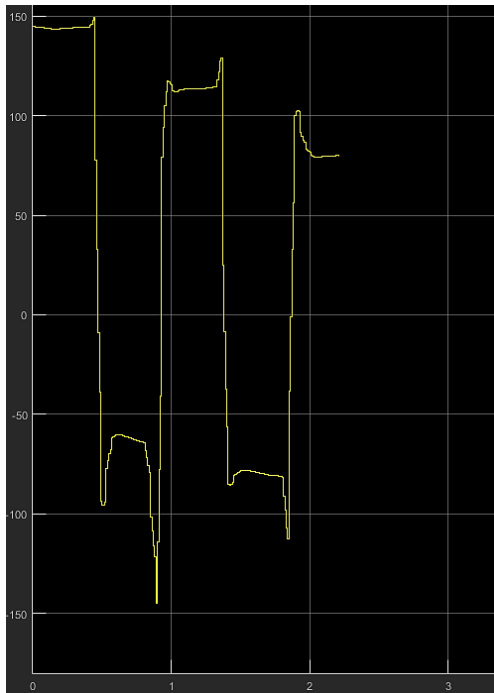
Pruebas	Rango	Ejes	Validez
1	+90° a +45°	Yaw	Válido
		Pitch	Válido
		Roll	Válido
2	+45 a -45°	Yaw	Válido

CONTINÚA 

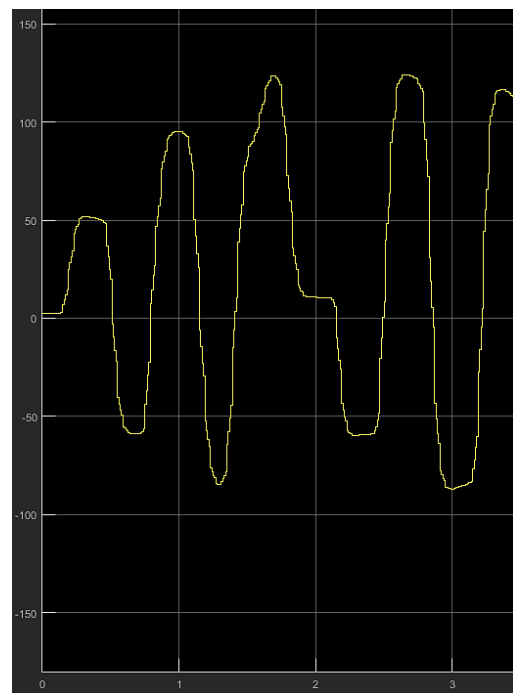
		Pitch	Válido
		Roll	Válido
		Yaw	Válido
3	-45° a -90°	Pitch	Válido
		Roll	No valido

En la Tabla 93 se observa los resultados de trabajar en el mismo rango que la orientación relativa, la diferencia que se obtiene con la orientación absoluta es que los ejes no dependen de la posición inicial por ende la activación no dependerá de la posición del sensor inercial por eso se observa que el eje Yaw puede trabajar en el rango de -45° a -90°, pero el eje Roll tiende a tener falla al activarse por lo que se recomienda utilizar otro sensor inercial lo cual ayudaría a mejorar la activación del actuador.

En las Figura 132a y Figura 132b se muestra las respuestas del ángulo Roll en coordenadas relativas y absolutas.



(a)



(b)

Figura 132. Resultados de las pruebas del eje Roll, a) Relativas, b) Absolutas

En la Figura 132a se puede observar que existe un salto de un ángulo a otro, esto se debe a que en las coordenadas relativas la posición inicial del sensor inercial es de 0° , por tal motivo si se mueve el sensor en sentido horario aumenta el valor del ángulo Roll de grado en grado hasta 180° , pero si en la misma posición inicial se mueve el sensor inercial en sentido antihorario el sensor va de 180° a 0° obteniendo el salto del ángulo directo sin disminuir el valor del ángulo grado por grado. En la Figura 132b se observa la respuesta del ángulo Roll en coordenadas absolutas las cuales no dependen de la posición inicial del sensor inercial, por tal motivo si el usuario se posiciona en las coordenadas recomendadas en el apartado 5.2.1 no existirá el salto de ángulo, sino más bien se aumentará o disminuirá grado por grado en sentido horario y anti horario respetivamente.

Debido al beneficio que genera el aumento grado por grado evitando saltos en la señal que envía el sensor inercial se optó por usar la orientación absoluta.

5.3 Evaluación del exoesqueleto

Al finalizar la calibración de la ganancia de las señales EMG, el avance angular óptimo de los servomotores y seleccionar la orientación adecuada para el sensor inercial mediante valores cualitativos, se procede a evaluar el exoesqueleto de manera externa y acoplada con valores cuantitativos para determinar si cumple con los objetivos planteados.

5.3.1 Estructura mecánica

Previo a la construcción del exoesqueleto se diseñó y simuló las características que deben poseer los eslabones para soportar las cargas a las que va a ser sometido. Para comprobar las características se comparó los valores obtenidos en simulación con las pruebas

realizadas. En la Figura 133 se muestra la simulación del prototipo para determinar la tensión de Von Mises la cual se encarga de determinar la distorsión de la energía o también conocida como teoría de fallo. El software permite obtener la tensión de Mises cuyo valor es de 75Mpa para compararla con el valor límite de cada eslabón el cual debe ser inferior a la tensión de Mises.

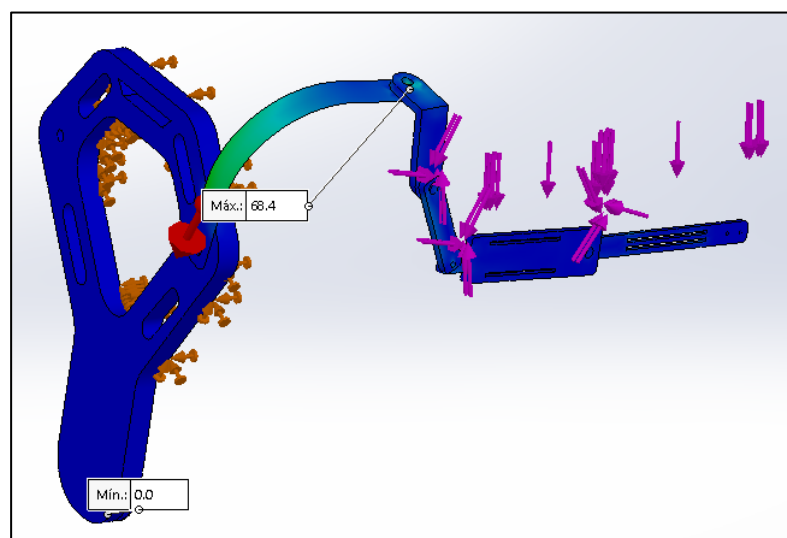


Figura 133. Simulación de tensión

Tabla 94
Análisis de tensiones

Simulaciones	Junta de estudio	Tensión Límite [Mpa]	Tensión Von Mises [Mpa]	Análisis
1	Hombro Eslabón	68.4	75	Cumple
	Hombro Codo	31.7	33.21	Cumple
	Eslabón brazo	11.9	15.45	Cumple
	Eslabón antebrazo	19.9	25.2	Cumple
	Soporte Muñeca	0.014	1,8	Cumple

La Tabla 94 muestra las tensiones límite que soporta cada junta de los eslabones del exoesqueleto, ese valor debe ser siempre inferior a la tensión de Von Mises para evitar un fallo en el eslabón.

Posteriormente, se realizó una prueba de tracción con probetas las cuales poseen medidas estandarizadas. Las medidas utilizadas son (ver Figura 134):

Ancho de sección estrecha (W): 13 mm con una tolerancia de ± 0.5 .

Longitud de sección estrecha (L): 57 mm con una tolerancia de ± 0.5 .

Ancho mínimo (W_0): 19 mm con una tolerancia de $+6.4$

Longitud mínima (L_0): 165 mm

Longitud calibrada (G): 20 mm con una tolerancia de ± 0.25 .

Distancia entre mordazas (D): 115 mm con una tolerancia de ± 5 .

Radio de filete (R): 76 mm con una tolerancia de ± 1 .

Espesor (T): 3.2mm con una tolerancia de ± 0.4 .

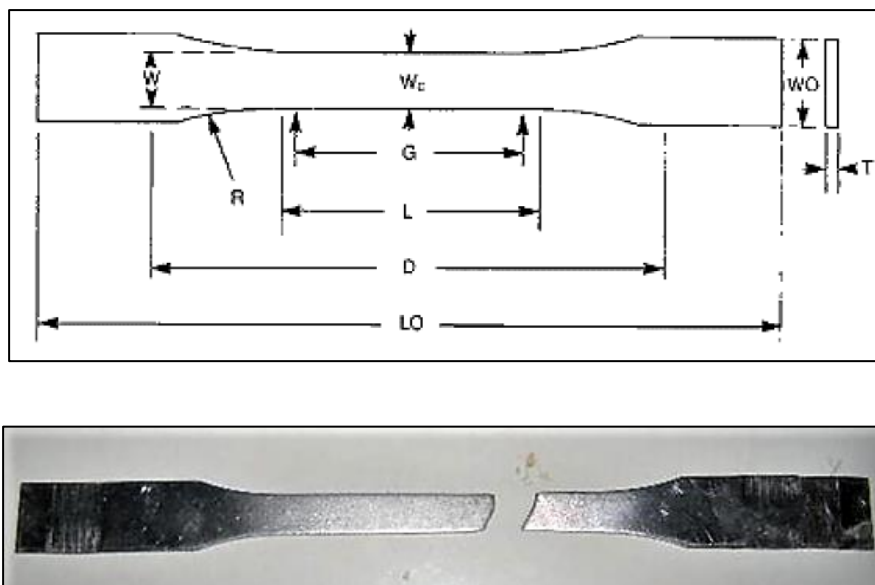


Figura 134. Ensayo en una probeta de aluminio

Tabla 95
Ensayo de tracción

Ensayo	Eslabón de estudio	Tensión simulada [Mpa]	Tensión Práctica [Mpa]	Error Absoluto	Error Relativo [%]
1	Hombro Eslabón	68.4	69	-0.6	0.877
2	Hombro Eslabón	68.4	69.8	1.4	2
3	Hombro Eslabón	68.4	68	0.4	0.58

La Tabla 95 muestra los tres ensayos que se realizaron para comprobar que la tracción simulada soporta el esfuerzo que se aplicara al sistema mecánico. Las pruebas tuvieron un error que está dentro del factor de seguridad para la tracción que va a soportar el exoesqueleto.

5.3.2 Exoesqueleto manipulado de manera externa

La primera evaluación se la desarrolla manipulando al exoesqueleto de manera externa la cual se encargará de estudiar y comparar la posición de los eslabones con la posición del brazo derecho permitiendo determinar el error absoluto y el error relativo lo que ayudará a verificar si el seguimiento del exoesqueleto está dentro del porcentaje de error aceptable.

Las posiciones se midieron con ayuda de una aplicación llamada iMetalBox (Phoenix Solution, 2014), la posición inicial del exoesqueleto es $S45^{\circ}O$. Cada medición se realizó con la misma posición inicial y en diferentes ángulos del eje Pitch para las pruebas de los ejes Yaw y Roll. Los resultados se resumen en la Tabla 96.

Tabla 96*Pruebas de posición de los eslabones*

Pruebas	Ejes	Posición del Brazo (grados)	Posición del Exoesqueleto (grados)	Error absoluto	Error relativo [%]
1	Yaw	92	91	1	1,08
	Pitch	138	140	-2	-1,44
	Roll	171	168	3	1,75

Los errores relativo y absoluto pueden ser positivos o negativos porque existen errores por exceso o por defecto por eso no tienen unidades. El error relativo máximo calculado fue de 1.75% lo cual es aceptable pues para las pruebas se tomaron en cuenta los ángulos del sensor inercial, dichos ángulos están en constante variación aun cuando se trata de mantener el brazo en una posición fija, por lo tanto el seguimiento del exoesqueleto se considera “Bueno”. La Figura 135 y la Figura 136 muestran los resultados de las pruebas de posicionamiento del eje Pitch.

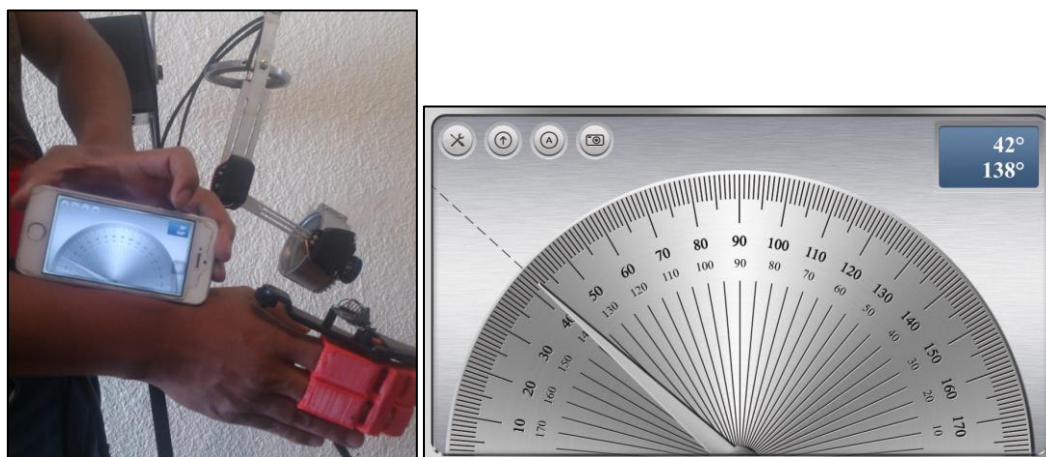
**Figura 135.** Resultado de la posición del brazo en el eje Pitch.



Figura 136. Resultado de la posición del exoesqueleto en el eje Pitch.

La Figura 137 y Figura 138 muestran los resultados de las pruebas de posicionamiento del eje Roll.

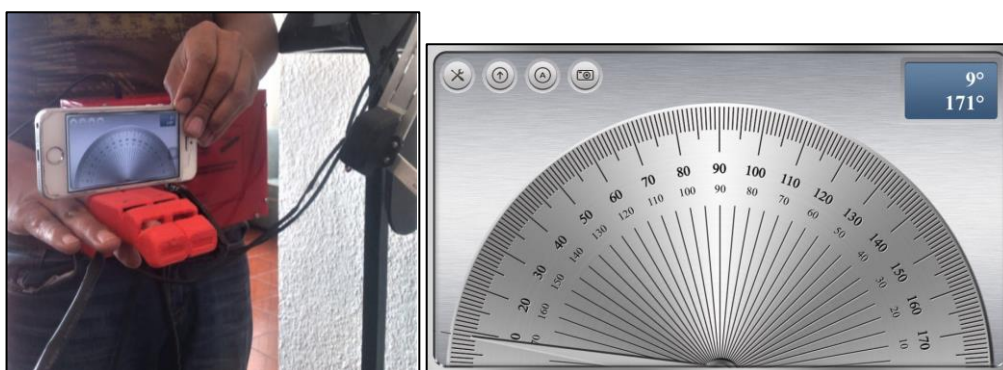


Figura 137. Resultado de la posición del brazo en el eje Roll.



Figura 138. Resultado de la posición del exoesqueleto en el eje Roll.

La Figura 139 y la Figura 140 muestran los resultados de las pruebas de posicionamiento del eje Yaw.



Figura 139. Resultado de la posición del brazo en el eje Yaw.



Figura 140. Resultado de la posición del exoesqueleto en el eje Yaw.

5.3.3 Exoesqueleto manipulado de manera acoplada sin peso

Las pruebas del exoesqueleto acoplados al usuario se las hicieron después de obtener valores óptimos de avance angular, orientación del IMU y señales EMG. Es necesario evaluar al exoesqueleto de manera externa antes que acoplarlo al usuario para evitar posibles fracturas en el usuario. Las pruebas del exoesqueleto acoplado al usuario se las hicieron con el peso del brazo y luego con el peso de una botella de agua de 500gr.

Las primeras pruebas que se realizaron fueron sin un peso extra, lo cual permite determinar el seguimiento del exoesqueleto al brazo derecho realizando varias pruebas para cada uno de los GLD que se estudiaron. La Tabla 97 muestra el número de pruebas que se realizaron y los movimientos deseados.

Tabla 97
Pruebas de movimiento del exoesqueleto

Movimientos	Número de pruebas realizadas	Número de pruebas acertadas	Error absoluto	Error relativo [%]
Flexión-extensión de codo	180	176	4	2,22
Pronación-supinación	150	145	5	3,33
Flexión-Extensión del pulgar	120	118	2	1,66

Como se muestra en la Tabla 97 el error máximo es de 3,33% lo que significa que de 150 pruebas fallaron 5, las fallas pueden ser ocasionadas por un movimiento muy lento del grado de libertad pues como se explicó en el capítulo 4 para la activación de los actuadores se usan las señales EMG e IMU, si la velocidad de movimiento del brazo la señal STD del IMU sería baja por lo que no detectaría una activación. También puede ser originada por la fatiga muscular que produce la realización de varias pruebas, pues para completar las 450 pruebas se tomó un tiempo aproximado de 15 minutos lo que produjo una reducción en la amplitud de la señal EMG.

5.3.4 Exoesqueleto manipulado de manera acoplada con peso

Las siguientes pruebas se realizaron con peso extra, lo que permite comparar los pesos que soporta el exoesqueleto según la simulación y la práctica. La Tabla 98 muestra el número de pruebas que se realizaron con un peso de 125gr que representa el 25% del valor que se usó en la simulación (ver Figura 141).

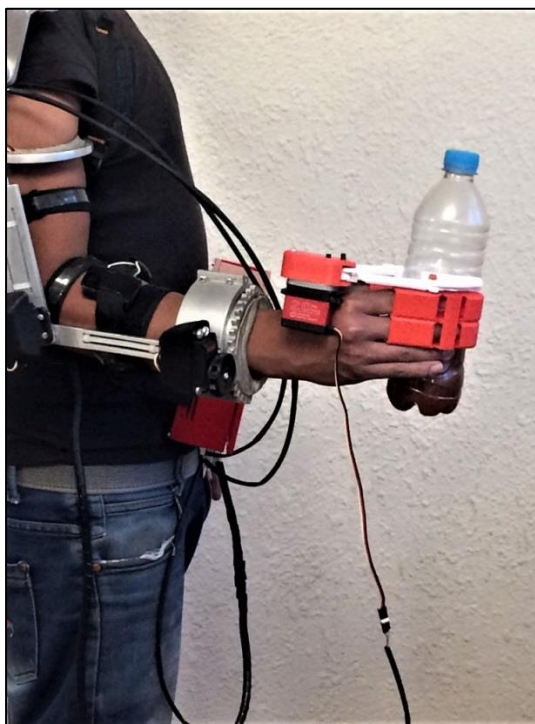


Figura 141. Prueba con un peso de 125gr

Tabla 98

Pruebas con un 25% del peso simulado

Movimientos	Peso [gr]	Número de pruebas realizadas	Número de pruebas acertadas	Error absoluto	Error relativo [%]
Flexión-extensión de codo	125	120	117	3	2,22
Pronación-supinación	125	120	116	4	3,33
Flexión-Extensión del pulgar	125	120	116	4	1,66

Para la realización de las pruebas con carga se redujo el número de pruebas a 120 pues al existir una carga extra el consumo de las baterías aumenta. El error máximo es de 3,3% en el movimiento de pronación supinación pues en ese movimiento el actuador se encuentra en mayor esfuerzo. Las pruebas de los movimientos de flexión-extensión y pronación supinación se muestran en la Figura 142.

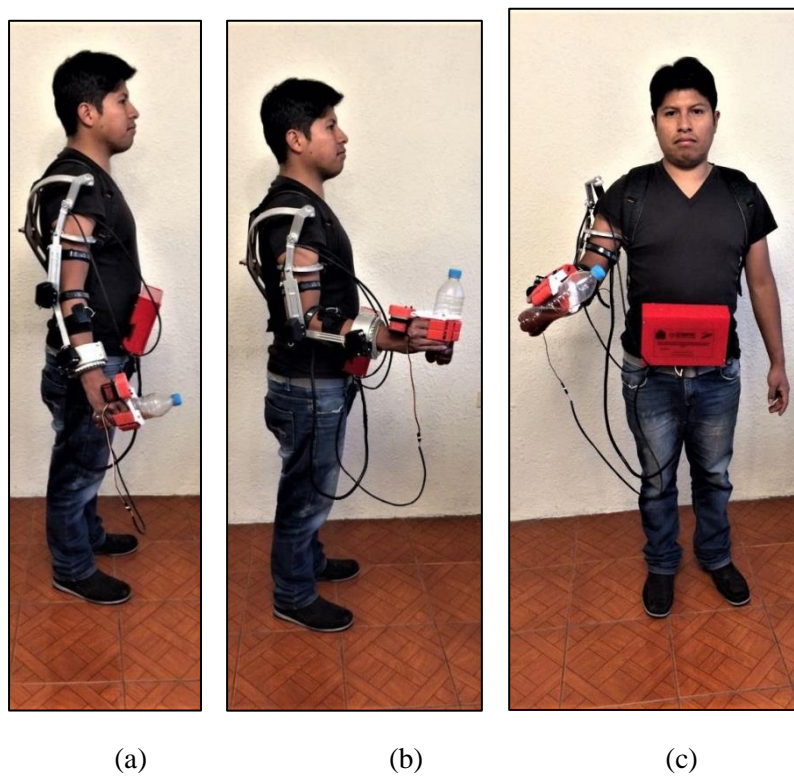


Figura 142. Movimientos del brazo derecho a) extensión, b) flexión y c) pronación

La Tabla 99 muestra el número de pruebas que se realizaron con un peso de 250gr que representa el 50% del valor que se usó en la simulación (ver Figura 143).



Figura 143. Prueba con un peso de 250gr.

Tabla 99

Pruebas con un 50% del peso simulado

Movimientos	Peso [gr]	Número de pruebas realizadas	Número de pruebas acertadas	Error absoluto	Error relativo [%]
Flexión-extensión de codo	250	120	115	5	4,16
Pronación-supinación	250	120	114	6	5,00
Flexión-Extensión del pulgar	250	120	116	4	3,33

Como se observa en la Tabla 99 el valor de pruebas acertadas va disminuyendo y el error relativo va en aumento pues el consumo de baterías y la fatiga muscular aumenta. Por lo que se puede concluir que el error relativo es inversamente proporcional al número de pruebas acertadas. Las pruebas de los movimientos de flexión-extensión y pronación supinación se muestran en la Figura 144.

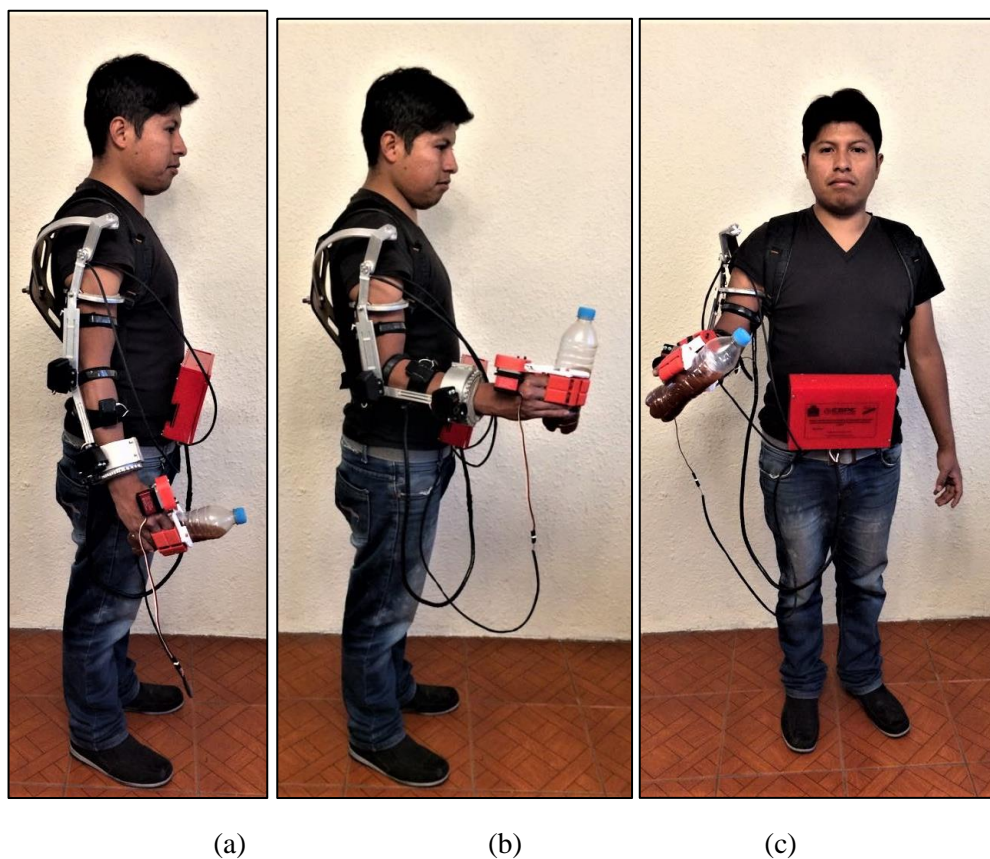


Figura 144. Movimientos con un peso de 250g a) extensión, b) flexión y c) pronación

La Tabla 100 muestra el número de pruebas que se realizaron con un peso de 500gr que representa el 100% del valor que se usó en la simulación (ver Figura 145).



Figura 145. Prueba con un peso de 500g.

Tabla 100.*Pruebas con un 100% del peso simulado*

Movimientos	Peso [gr]	Número de pruebas realizadas	Número de pruebas acertadas	Error absoluto	Error relativo [%]
Flexión-extensión de codo	500	20	18	2	10
Pronación-supinación	500	20	17	3	15
Flexión-Extensión del pulgar	500	20	19	1	5

Como se observa en la Tabla 100 se realizaron menor número de pruebas y por ende aumenta el error relativo, se decidió reducir el número de pruebas para evitar la fatiga muscular del usuario. Las pruebas de los movimientos de flexión-extensión y pronación supinación se muestran en la Figura 146.

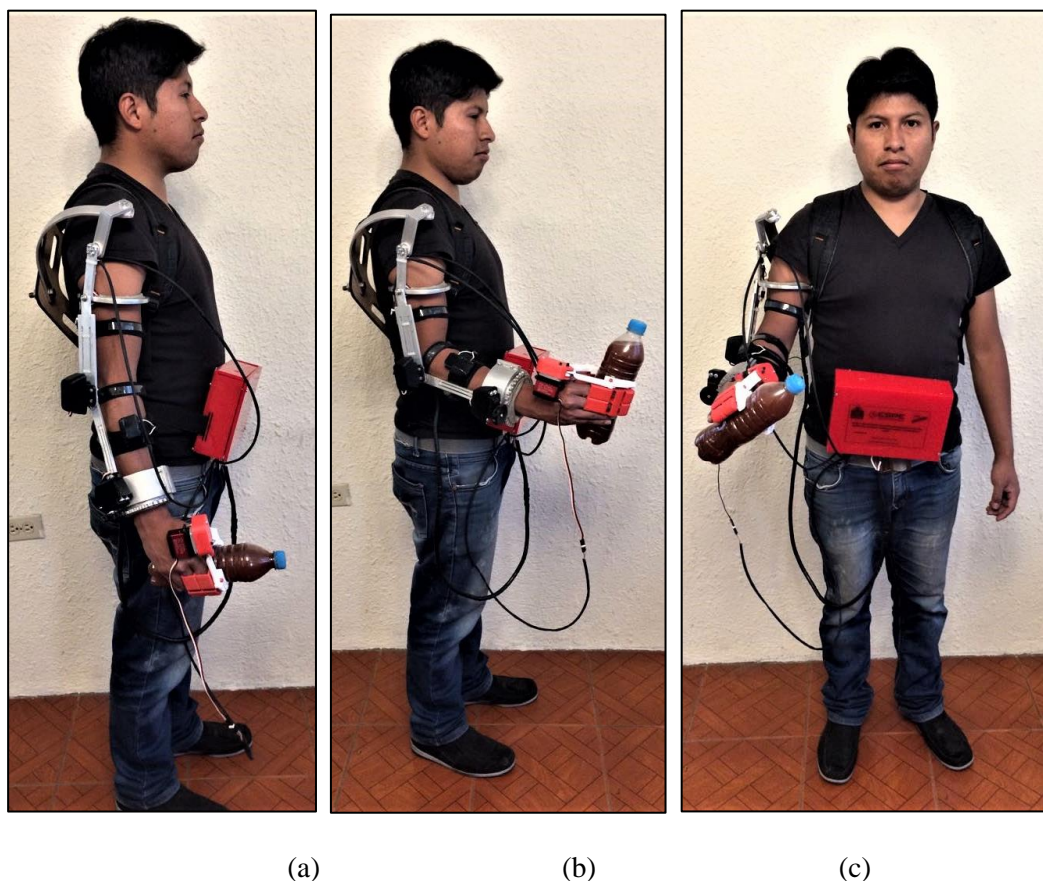


Figura 146. Movimientos con un peso de 500g a) extensión, b) flexión y c) pronación

CAPÍTULO VI

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

6.1 Sistema Mecánico del Exoesqueleto

Se diseñó y construyó un prototipo de exoesqueleto que posee 3GDL el cual es capaz de reproducir el movimiento del brazo para personas con problemas de fuerza, mediante el uso de señales EMG las cuales fueron adquiridas con electrodos de acero inoxidable, son procesadas mediante 6 etapas: amplificación, protección, antisaturación, filtrado, amplificación final y offset.

Las personas que poseen problemas de movilidad y fuerza en los miembros superiores de su cuerpo son muy sensibles en la manipulación de sus extremidades, por lo que se requiere que cualquier sistema de ayuda sea de fácil uso e implementación. Por tal motivo, el exoesqueleto posee una estructura totalmente modular, desarmable en cada sección: el espaldar, el eslabón del brazo, eslabón del antebrazo, la sección de la muñeca y el efector final. Además, de una estructura capaz de adaptarse al movimiento libre del miembro superior derecho. De esta manera el acople de la estructura al usuario es más fácil.

Para seleccionar materiales, procedimientos o métodos que permitan cumplir con las necesidades del usuario y que se encuentren dentro de su presupuesto se realiza un estudio previo a la construcción de cualquier prototipo diseñado. Por ello, se tabularon los movimientos y los módulos existentes en el exoesqueleto mediante el diseño de un matriz QFD la que permitió seleccionar el aluminio como material base para la construcción del prototipo. El peso específico del aluminio es 26444.32 Kg/m^2 mientras que el peso específico

del acero es de 76930 Kg/m^2 , por lo que se concluye que el peso del prototipo es $2/3$ menos que el peso de un exoesqueleto fabricado en acero.

En las industrias de la medicina, automotriz y en ámbito militar existen varios exoesqueletos fabricados de diferentes materiales que ayudan en la movilidad y repotenciación de la fuerza de los miembros superiores e inferiores de una persona a un costo elevado. Por ello, se fabricó una estructura de aluminio y un efector final de ABS los cuales son capaces de soportar el peso del brazo de la persona y un peso externo permitiendo que el sistema mecánico del exoesqueleto presentara una forma ergonómica, de fácil montaje y con un costo relativamente bajo. El prototipo diseñado puede trabajar con un peso máximo de 500g siendo su aplicación principal el soporte a personas que han perdido la fuerza permitiendo la realización de actividades cotidianas y no para el levantamiento de grandes pesos cumpliendo con los objetivos planteados para el presente proyecto.

Los eslabones que componen una estructura móvil que se encuentra sometida a cargas externas tienden a sufrir mayor desgaste que una estructura fija. Por tal motivo, se construyó cada uno de los eslabones que conforman el exoesqueleto cumpliendo con las medidas de seguridad presentadas en el criterio de Johnson, el cual menciona que la carga admisible debe ser mayor a la carga aplicada, confirmando así que los eslabones no sufren ninguna deformación al manipular el prototipo porque la carga admisible es de 40.67N y la carga aplicada es 39N por lo que se puede concluir que el factor de seguridad de 1.7 cumple con los estándares del criterio de Johnson.

Para la transmisión de movimiento circular existen dos sistemas: sistema de poleas que permite transmitir el movimiento de una polea a otra con una fuerza de tracción baja y sistema de engranajes que permite transmitir el movimiento de un engrane a un piñón con una tracción alta. Por eso, se diseñó y construyó un sistema de transmisión de engranajes directa

con una relación engrane-piñón de 1.67, el cual generó un desplazamiento angular continuo de 1° en el piñón y 0.65° en el engrane, lo que permitió un seguimiento de los movimientos de pronación-supinación del antebrazo con un error máximo del 1.75%.

Para la construcción de efectores finales se estudia la aplicación y la fuerza de agarre que debe poseer, pues los efectores fabricados con poleas poseen una fuerza de agarre inferior a la fuerza de agarre que posee un sistema de engranes. Por tal motivo, se fabricó un gripper que se acciona mediante un sistema de engranajes aumentando la fuerza de agarre de una persona con problemas musculares de 2.21N a 4.5N lo que permite la manipulación de un peso máximo de 500g.

Los torques necesarios para generar los movimientos de flexión-extensión, supinación-pronación del antebrazo y flexión-extensión del dedo pulgar son 12.11Kg.cm, 16.23Kg.cm y 11.11Kg.cm respectivamente. Por ello, se utilizaron servomotores con un torque de 20Kg.cm los cuales a pesar de tener un valor mayor que los torques necesarios no afectan al funcionamiento del exoesqueleto.

Previo a la construcción de la estructura del exoesqueleto se recomienda realizar los análisis estático y dinámico en un software CAD, pues permite la fabricación de cada una de las piezas con sus medidas precisas, reduciendo el error de posibles fallos al momento de realizar los ensayos de tracción. Además, nos permite simular el movimiento adecuado de cada eslabón confirmando que el exoesqueleto cumpla con los grados de libertad establecidos.

En la manipulación del exoesqueleto en forma acoplada al usuario se recomienda colocar más correas de soporte que permitan ajustar de mejor manera la base de la espalda del exoesqueleto con el usuario para evitar que el peso de la estructura recaiga en el brazo derecho.

Para mejorar la manipulación del exoesqueleto en forma acoplada se recomienda utilizar un material más flexible en el eslabón que une el gripper con el mecanismo del antebrazo pues reduce el esfuerzo generado por la mano mejorando el movimiento de flexión-extensión del antebrazo.

Para trabajos futuros se recomienda incrementar el torque del servomotor que se encuentra a la altura del codo para evitar sobreesfuerzos en el actuador encargado de generar el movimiento de flexión-extensión del antebrazo aumentando así su vida útil, pues al realizar varias pruebas en ese grado de libertad el actuador tiende a realizar el movimiento con dificultad.

6.2 Sistema electrónico del Exoesqueleto

Se diseñó e implemento un hardware de adquisición de 3 canales para las señales EMG mediante el uso de electrodos de acero inoxidable en configuración bipolar. El hardware posee las etapas de preamplificación, protección, antisaturación, filtrado, amplificación y offset.

Debido a que todo dispositivo electrónico posee ruido es indispensable utilizar amplificadores de instrumentación en la etapa de preamplificación, pues estos amplificadores poseen un valor alto de CMRR y una gran impedancia de entrada lo que permite reducir la relación señal/ruido evitando la atenuación de la señal EMG. El amplificador de instrumentación INA 128P evita la distorsión y atenuación de las señales EMG, por tal motivo se utilizó como amplificador en la etapa de preamplificación.

Debido al ruido que generan los componentes electrónicos, al ruido producido por el movimiento del brazo donde se encuentran los electrodos y el movimiento del exoesqueleto es necesario eliminar las señales ruido, por tal motivo se diseñó dos filtros pasa bandas tanto

en hardware y en software con frecuencias de corte de 20 a 500 Hz eliminando los valores menores a 20 Hz considerados basura mejorando la señal, obteniendo una señal con un retardo en la respuesta del sistema que prácticamente no influye en la activación de los actuadores para el movimiento de cada grado de libertad del exoesqueleto.

Cada músculo tiene un potencial eléctrico diferente al realizar una contracción pues a mayor fibra muscular mayor potencial eléctrico. Por ello, para la etapa de amplificación final se obtuvo diferentes valores de potenciómetro para cada músculo. El músculo que realiza los movimientos de extensión-flexión del antebrazo tiene un potenciómetro de 10 K Ω , el músculo que genera los movimientos de pronación-supinación del antebrazo tiene un potenciómetro de 50K Ω y para el músculo que produce los movimientos de flexión-extensión del pulgar tiene un potenciómetro de 490K Ω . Lo que permitió que el esfuerzo muscular sea mínimo.

Se realizó el algoritmo de control de las señales EMG e IMU el cual procesa dichas señales que permiten la activación de los actuadores cumpliendo con las configuraciones requeridas y expuestas en el capítulo 4.

Los actuadores que posee el exoesqueleto tienen dos señales de control, las señales EMG y las señales del sensor inercial IMU. Por tal motivo, para activar un actuador es necesario que exista una contracción muscular (señal EMG) y un movimiento del sensor inercial (IMU), caso contrario si existe una contracción muscular pero no movimiento del sensor y viceversa el actuador no se activa. Por lo que se diseñó e implementó un sistema en redundancia lo que hace que el control sea más seguro, limitando el número de falsos positivos y activaciones no realizadas por el usuario.

La estimación del RMS en una señal cuasialeatoria permite obtener una señal envolvente de valores positivos sin perder ningún dato. Por ello, se realizó la estimación RMS de las señales EMG para obtener un valor umbral lo que permitió la detección o no de una

contracción muscular y la posterior activación de los actuadores. Con la estimación del RMS mediante una ventana de barrido con 25 datos se logró determinar un valor mínimo y máximo que permitió identificar si existe una activación muscular del brazo derecho del usuario.

Al realizar la manipulación del exoesqueleto en un rango del eje Pitch de -90° a -45° se genera un conflicto en la activación de los actuadores que intervienen en los movimientos de pronación-supinación del antebrazo y flexión-extensión del pulgar. Por ello, se realizaron dos algoritmos de control para la activación de los actuadores en los rangos de $+90^{\circ}$ a -45° y de -45° a -90° . Los dos algoritmos diseñados permitieron obtener un error de 1.08% y 1.75% en el eje Yaw y Roll respectivamente, errores que están dentro del rango permitido.

Los servomotores DS3218 tienen un recorrido de 270° y se los puede controlar de dos maneras, con un recorrido todo-nada o modificando de su posición angular. El exoesqueleto diseñado debe seguir el movimiento del brazo derecho del usuario. Por tal motivo, se controló el recorrido del exoesqueleto mediante la posición angular. Para obtener el valor de avance angular se realizó una transformación del porcentaje de PWM a avance angular obteniendo como valor mínimo 2.5 y valor máximo 12.5 permitiendo el recorrido de 0° a 180° con un error máximo de 1.75% en el eje Roll manipulado de manera externa.

Debido a que el exoesqueleto tiene dos maneras de manipulación y va a estar en constante movimiento se recomienda el uso de cables flexibles lo que eliminaría una posible rotura en el cable ayudando a un buen funcionamiento del prototipo.

Para trabajos futuros se recomienda la integración de un sensor inercial adicional para la detección de los ángulos Yaw y Roll permitiendo mejorar la activación del gripper y el movimiento de supinación-pronación del antebrazo evitando los conflictos de activación por parte del sensor inercial presentados en el rango de -45° a -90° del eje Pitch.

6.3 Sistema mecatrónico del exoesqueleto

Una vez realizado el hardware y software se implementó un sistema mecatrónico el cual está conformado por la unión de los sistemas mecánicos, electrónicos y de control, dando como resultado un exoesqueleto capaz de reproducir el movimiento del brazo derecho y potenciar la fuerza del usuario.

El peso total del sistema mecatrónico es de 3.4 Kg, por tal motivo, para la manipulación del exoesqueleto de manera externa se construyó una base de acero ST37 capaz de soportar el peso y la manipulación del prototipo.

Al desarrollar pruebas del exoesqueleto de manera externa se puede determinar que el error relativo máximo que se obtiene al comparar la posición de los eslabones del exoesqueleto con la posición del brazo es de 1.75% por lo que se puede concluir que el valor está dentro del rango aceptable en un error relativo.

Mediante el análisis de los resultados de las pruebas desarrolladas del exoesqueleto de manera acoplada al usuario se puede determinar que de 20 pruebas con un peso de 500gr solo 2 pruebas fallaron. Por lo que se puede concluir que el exoesqueleto potencia la fuerza y tiene un buen seguimiento del movimiento del brazo derecho.

Es recomendable separar la etapa de control con la de potencia mediante opto acopladores para contrarrestar las contracorrientes producidas por el servomotor cuando se manipula el exoesqueleto de manera externa con peso, lo cual podría afectar la etapa de control, de igual manera se recomienda conectar todos los pines del sensor inercial aun cuando se trabaje de la manera estándar, es decir es necesario conectar los pines PS0 y PS1 a tierra y el Reset a Vcc.

Se recomienda colocar el exoesqueleto de tal manera que el brazo derecho esté relajado, verticalmente hacia abajo, siendo el inicio del movimiento del exoesqueleto, así se puede obtener las señales con una mejor calidad.

Se recomienda que el usuario tenga un entrenamiento previo al uso del exoesqueleto, con ello se puede estimar un buen comportamiento del exoesqueleto y evitar ciertos movimientos no deseados, para ello existen dos formas en las que se puede usar el exoesqueleto y que el usuario debe aplicarlo, independientemente del modo que se lo use el usuario deberá colocar la caja de control en el abdomen, que los cables no interfieran con el movimiento del exoesqueleto.

BIBLIOGRAFÍA

- De Luca C. (2006). Electromiography. *Enciclopedia of medical devices and instrumentation* (págs. 98-109).
- Aguirre Gil, I., & Balza, M. (2015). *Diseño y construcción de un exoesqueleto de brazo con dos grados de libertad controlado*. Punto Fijo: Universidad del Zulia.
- Anatomía humana. (enero de 2012). *Anatomía teoría*. Recuperado el 27 de marzo de 2018, de <http://anatomiateorica1marilu.blogspot.com/2012/01/anatomia-1-miembro-superior-e-inferior.html>
- Anónimo. (s.f.). *Sabelotodo*. Recuperado el 27 de marzo de 2018, de <http://www.sabelotodo.org/anatomia/terminalesmotoras.html>
- Areatecnología. (2017). *Servomotores*. Obtenido de <http://www.areatecnologia.com/electricidad/servomotor.html>
- ARGOS Challenge. (19 de Febrero de 2017). *Argos challenge web site*. Obtenido de <http://www.argos-challenge.com/en>
- Assistive Exoeskeleton. (22 de octubre de 2015). *Omicrono*. Recuperado el 28 de marzo de 2018, de <https://omicronno.elespanol.com/2015/10/los-exoesqueletos-para-ancianos-asistirán-sus-movimientos/>
- Bartlett, R. (2007). *Introduction to sports biomechanics*. New York: Routledge.
- Bermeo Granda, J., & Guamán Sosa, E. (2017). *Diseño e implementación de la instrumentación para la caracterización de la biomecánica de las extremidades inferiores en sujetos sanos*. Sangolquí.
- Bhullar, H., G.H.Loudon, Forthergill, J., & Jones, N. (1990). *Selective non invasive electrode to study myoelectric signals* (Vol. 28). Med. Biol. Eng. Comput.
- Biomecánica del miembro superior. (2011). *Upperlimbbiomechanics*. Recuperado el 27 de marzo de 2018, de <http://upperlimbbiomechanics.blogspot.com/2011/06/planos-y-ejes-de-movimiento.html>
- Borja, B., & Izurieta, J. (2015). *Mediciones electromiográficas*. Guayaquil: Escuela Superior Politécnica de Litoral.
- Boston Dynamics. (2017). *Boston dynamics website*. Obtenido de <https://www.bostondynamics.com/spot-mini>
- Brayboy, J. (2 de julio de 2015). *Usarmy*. Recuperado el 1 de mayo de 2018, de https://www.army.mil/article/151527/Army_researcher_s_interest_in_robotics_leads_to_innovative_device/?from=RSS
- Cabrera, J., & Fuerte, P. (2015). *Diseño de un exoesqueleto: brazo*. Escuela superior de ingeniería y tecnología.

- Campos, C. (2014). *Tipos de ortesis del miembro superior*. Slideshare.
- Cifuentes, I. (2010). Diseño y construcción de un sistema para detección de señales electromiográficas. Merida.
- Clemontte, A. (2009). *Exoesqueletos*. Tai 2.
- CYBERDYNE, I. (2018). *Cyberdyne*. Obtenido de Cyberdyne: <https://www.cyberdyne.jp/english/company/index.html>
- Daily Mail, A. N. (24 de Junio de 2018). *Mail online*. Obtenido de Mail Online: <http://www.dailymail.co.uk/sciencetech/article-2521245/Titan-Arm-bionic-exoskeleton-lets-users-lift-extra-40lb-effortlessly.html#ixzz4dYIoiCie>
- De Luca C. (2002). Surface electromyography. Massachusetts: DelSys Inc.
- De Luca, C. (2006). Electromyography. *Encyclopedia of medical devices and instrumentation*, 90-120.
- DST Group. (08 de Junio de 2017). *Defence science and technology group*. Obtenido de <https://www.dst.defence.gov.au/>
- Escuela Industriales UPM. (2016). *Escuela industriales*. Obtenido de <https://www.escuelaindustrialesupm.com/ingeniero-industrial/carlitos-un-transformer-submarinista/#.WuEc3C7wbIU>
- Exponent. (02 de Junio de 2017). *Engineering and scientific consulting*. Obtenido de <http://www.exponent.com/experience/marcbot/?pageSize=NaN&pageNum=0&loadAllByPageSize=true>
- Fayerwayer Robótica. (21 de julio de 2010). *Boxbyte*. Recuperado el 1 de mayo de 2018, de <https://www.fayerwayer.com/2010/07/el-exoesqueleto-de-lockheed-martin-se-empieza-a-probar-en-el-ejercito-de-ee-uu/>
- Fisasa Recubrimientos. (2017). *Fisasa*. Obtenido de <http://www.fisasa.com/tablacomparativa.htm>
- Flores, M. (2012). Anatomía humana. *Blogspot*.
- Formizable. (2014). Guía de plásticos y otros materiales para impresión 3D.
- Guzmán López, Á. d. (2015). *Neurorobótica “arqueo” para mejorar la funcionalidad miembro superior en pacientes con hemiparesia*. Ambato: Universidad Técnica de Ambato.
- Hill, M. G. (2017). *Marks manual del ingeniero mecánico* (Vol. Segunda Edición). Madrid.
- Huerta, B., Espinoza, C., Lugo, E., & Torres, C. (2000). *Diseño mecánico de un exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior*. Zacatenco: Instituto Politécnico Nacional.
- Ibarra, A. (2017). Tipos de accionamientos. 1-25.

- IESS. (2017). *Rehabilitación de pacientes*. Obtenido de rehabilitación de pacientes: https://www.iess.gob.ec/es/web/mobile/home/asset_publisher/0hbG/content/iess-incorporo-equipos-roboticos-para-rehabilitacion-del-paciente
- Instituto Superior Técnico. (Marzo de 2002). *Institute for systems and robotics of lisboa*. Obtenido de <http://users.isr.ist.utl.pt/~mir/cadeiras/robmovel/Introduction.pdf>
- Irving, A. (2017). *Diseño de los elementos mecánicos de un exoesqueleto para personas con pérdida de movilidad en extremidades inferiores*. Mexico: Instituto Politécnico Nacional.
- Jaeco. (2009). *Jaeco orthopedic*. Obtenido de <http://www.jaecoorthopedic.com/>
- Jhonsony. (2001). Mulos.
- Lee, S., Pehlivan, A. U., & O'Malley, M. K. (2012). Mechanical design of ricewrist-S: A forearm-wrist exoskeleton for stroke and spinal cord injury rehabilitation. *IEEE*, 15-35.
- Lifware. (2017). *Todo tecnologia*. Obtenido de todo tecnologia: <https://rincondelatecnologia.com/llega-la-smart-cuchara/>
- LIVHAND. (2017). *Livhandec*. Recuperado el 1 de mayo de 2018, de <http://www.livhand.com>
- López, F. (2016). Desarrollo de un exoesqueleto para la rehabilitación de miembros superiores. *Revista de Tecnología e Innovación*, 1-13.
- López, R. G. (2009). *Arcos y ángulos de movimiento*. Recuperado el 27 de marzo de 2018, de <https://www.slideshare.net/pedroespina106/52756563-angulosyarcosdemovimiento>
- MakeltFrom. (27 de February de 2009). *Polylactic acid*. Obtenido de <http://www.makeitfrom.com/material-properties/Polylactic-Acid-PLA-Polylactide>
- Manclova, O. (2017). *Vix*. Obtenido de Vix.
- Martínez, J. (2015). *Diseño e implementación de un brazo robótico para discapacitados*. Valencia: Universidad Politécnica de Valencia.
- Mena, N., & Veloz, P. (2013). *Diseño e implementación de un exoesqueleto mecánico lateral izquierdo para la rehabilitación humana*. Quito: Escuela Politécnica Nacional.
- Meziane, N., Webster, J., Attari, M., & Nimunkar, J. (2013). Dry electrodes for electrocardiography. En *Physiological measurement* (págs. 47-69).
- Molina, M., & Sancho, J. (2015). *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*. Latacunga: Universidad de las Fuerzas Armadas(ESPEL).
- Morales, F. (2014). *Electromiograma*. Prezi Inc.
- NASA. (06 de Mayo de 2017). *Nasa misiones*. Obtenido de https://www.nasa.gov/mission_pages/msl/index.html

- Norton, R. (2011). *Diseño de máquinas un enfoque integrado*. México: Pearson Educación.
- Ojeda, M. (2011). Tecnología de los plásticos. *Tema fantástico*.
- Openbionics. (19 de Junio de 2016). *Openbionics*. Obtenido de <https://www.openbionics.com/obtutorials/artichoke-muscle-control>
- PandoMedia. (2018). Thalmic labs, makers of myoarmband. *Pando*.
- Patiño Guevara, D. A., Colorado Montano, J., & Orozco Martínez, J. C. (2015). *Control de un robot manipulador aplicado a la reparación de tuberías hidrosanitarias*. Trabajo de grado para optar el título de Magister en Ingeniería Electrónica, Pontificia Universidad Javeriana, Bogota.
- Planos anatómicos. (enero de 2011). *tsbbenitobios*. Recuperado el 27 de marzo de 2017
- Propiedades de los materiales. (2018). *Ingemecánica*. Recuperado el 2018 de marzo de 2018, de <http://ingemecanica.com/tutoriales/materiales.html>
- Rocon, & Pons. (2011). Exoeskeleton in rehabilitation. *Robotics* (pág. 76).
- S.Sedra, A., & C.Smith. (2001). Circuitos microelectrónicos.
- Saltaren Pazmiño, R., Varela Sanz, J., & López López, J. (2016). *Exoesqueleto robotizado con soporte de codo deslizante autoajustable para brazo humano*. Madrid: Universidad Politécnica de Madrid.
- Securamente. (Marzo de 2014). *Securamente*. Obtenido de https://www.ecured.cu/Bater%C3%ADas_de_Ni-Cd
- Sena. (2016). Obtenido de Quieroapuntes: <http://www.quieroapuntes.com/cabeza-universal-divisor.html>
- SENIAM. (1996). *Señales emg*. Obtenido de <http://www.seniam.org/>
- Sergio, F. (1998). *Diseño con amplificadores operacionales y circuitos integrados analógicos*.
- SIMUTEC. (2010). *Acero inoxidable 304*. Beltegeux.
- Sparkfun. (2017). *Sparkfun*. Obtenido de <https://www.sparkfun.com/products/retired/13027>
- Stegeman, D., & Hermens, H. (1999). *Standars od surface electromiography:the European project "Surface EMG for non-invasive assessment of muscles"*. Obtenido de <http://www.seniam.org/>
- STMicroelectronics. (2018). *Stlife augmented*. Obtenido de <http://www.st.com/en/evaluation-tools/stm32f4discovery.html>
- Supertronic. (2018). *Supertronic*. Obtenido de <http://www.supertronic.com/>
- Szondy, D. (13 de Julio de 2015). *New atlas*. Obtenido de <https://newatlas.com/maxfas-exoskeleton-improves-soldiers-aim/38314/>

- Technologies, A. (2016). See Myoware muscle sensor . *Advanced technologies*.
- Telegrafo. (21 de Septiembre de 2014). La robótica médica se consolida en el país .
Telegrafo.
- Texas Instrument. (1996). TL08xx JFET-Input operational amplifiers.
- Texas Instrument. (1997). INA12x Precision, low power instrumentation amplifiers. *Texas instrument*.
- Uruchi, V. C. (2014). Conformado de una pieza de aluminio: moldeo en arena verde, fundición y colada. *Revistas bolivianas*, 10-20.
- World of Robotics. (2018). *X-ar exoskeleton arm support*. Obtenido de <https://world-of-robotics-online.myshopify.com/products/x-ar-exoskeleton-arm-support-right>
- Xataka. (6 de marzo de 2018). *Xataka*. Recuperado el 1 de mayo de 2018, de <https://www.xataka.com/medicina-y-salud/hal-el-exoesqueleto-de-cyberdyne-que-se-controla-con-la-mente-finalmente-esta-listo-para-salir-a-la-venta>
- Yacuzzi, E. (2003). *QFD: Conceptos, aplicaciones y nuevos desarrollos*. Ciudad de Buenos Aires.

ANEXOS