



ESPE
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

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

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

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

**TESIS: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EQUIPO ROBÓTICO PARA
LA REHABILITACIÓN DE EXTREMIDADES SUPERIORES, PARA
PACIENTES CON DAÑO CEREBRAL ADQUIRIDO (DCA)**

AUTORES:

**ORTIZ RENDON, ALEXANDER MARCELO
CÁRDENAS ARIAS, MILTON EDUARDO**

DIRECTOR: ING. TORRES MUÑOZ, GUIDO RAFAEL

LATACUNGA

2019



**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA**

CERTIFICACIÓN

Certifico que el trabajo de titulación, “**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EQUIPO ROBÓTICO PARA LA REHABILITACIÓN DE EXTREMIDADES SUPERIORES, PARA PACIENTES CON DAÑO CEREBRAL ADQUIRIDO (DCA).**” fue realizado por los señores **ORTIZ RENDON, ALEXANDER MARCELO** y **CÁRDENAS ARIAS, MILTON EDUARDO**, el mismo que ha sido revisado en su totalidad, analizado por la herramienta de verificación de similitud de contenido; por lo tanto cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, razón por la cual me permito acreditar y autorizar para que los sustenten públicamente.

Latacunga, 10 de Julio 2019



Ing. Guido Torres
C.C.: 1801624352

DIRECTOR



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

Nosotros, **Ortiz Rendon, Alexander Marcelo**, y **Cárdenas Arias, Milton Eduardo**, declaramos que el contenido, ideas y criterios del trabajo de titulación: **“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EQUIPO ROBÓTICO PARA LA REHABILITACIÓN DE EXTREMIDADES SUPERIORES, PARA PACIENTES CON DAÑO CEREBRAL ADQUIRIDO (DCA).”** es de nuestra autoría y responsabilidad, cumpliendo con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, respetando los derechos intelectuales de terceros y referenciando las citas bibliográficas.

Consecuentemente el contenido de la investigación mencionada es veraz.

Latacunga, 10 de Julio 2019

Marcelo Ortiz Rendón

C.C. 1804417614

Eduardo Cárdenas Arias

C.C. 1804211926



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

AUTORIZACIÓN

Nosotros, **ORTIZ RENDON, ALEXANDER MARCELO** y **CÁRDENAS ARIAS, MILTON EDUARDO**, autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar el trabajo de titulación: “**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EQUIPO ROBÓTICO PARA LA REHABILITACIÓN DE EXTREMIDADES SUPERIORES, PARA PACIENTES CON DAÑO CEREBRAL ADQUIRIDO (DCA)**” en el repositorio institución, cuyo contenido, ideas y criterios son de nuestra responsabilidad.

Latacunga, 10 de Julio 2019

Marcelo Ortiz Rendón

C.C. 1804417614

Eduardo Cárdenas Arias

C.C. 1804211926

DEDICATORIA

Dedico la presente investigación a los pacientes con daño cerebral, por ser mi motivación para poner mi inteligencia al servicio de la comunidad médica fisioterapéutica y brindar una herramienta robótica que contribuya como soporte tecnológico y con ello traer la esperanza de un mejor mañana.

Marcelo Ortiz Rendon

DEDICATORIA

Esta tesis esta dedica a:

A Dios, por bendecirme la vida, por guiarme a lo largo de mi existencia, ser el apoyo y fortaleza en aquellos momentos de dificultad y debilidad.

A mis Padres, quienes con amor paciencia, impulso, motivación y apoyo incondicional, reflejan la dedicación que invirtieron en mí. A mi madre, por ser el pilar más importante y demostrarme su cariño. A mi padre por estar siempre pendiente de mí y dispuesto ayudarme en todo.

A mis hermanos, Darwin y Emely por estar conmigo en todo momento.

A toda mi familia, porque con sus oraciones, consejos y palabras de aliento hicieron de mí una mejor persona, y de una u otra forma me acompañan en todos mis sueños y metas.

Eduardo Cárdenas Arias

AGRADECIMIENTO

Agradezco infinitamente a mi familia y a mi amada novia, por brindarme apoyo incondicional para culminar esta meta y conquistar mis sueños.

A mi compañero de tesis y amigo Eduardo, por la compañía a lo largo de la carrera. Y a Carlos Luis al ser mi hermano en este camino.

Agradezco al director de tesis Ing. Guido Torres por guiarme para cumplir con mis objetivos.

De igual forma a mis amigos y mentores Ing. Héctor Terán, Ing. Oscar Arteaga e Ing. Luis Mena por creer en mí y ayudarme a desarrollar mis ideas.

Marcelo Ortiz Rendon

AGRADECIMIENTO

Al culminar con este proyecto, quiero expresar un sincero agradecimiento, en primer lugar, a Dios por brindarme salud, fortaleza y capacidad para cumplir mis sueños. La mejor herencia que nos pueden dejar los padres son los estudios, sin embargo, no creo que sea el único legado del cual yo particularmente me siento muy agradecido, mis padres me han permitido trazar mi camino y desenvolverme solo. Es por eso que hoy orgullosamente y con la cara muy en alto agradezco a Milton y Johanna, gracias a ustedes padres logre concluir con una meta más de vida.

No puedo dejar de agradecerle especialmente a ti Marcelo, compañero y amigo a lo largo de la Carrera.

Agradezco a mi Director de Tesis, Ing. Guido Torres, que, gracias a sus consejos, correcciones y su capacidad para guiar nuestras ideas, hoy puedo culminar esta tesis.

Debo agradecer de manera especial, al Ing. Héctor Terán y Ing. Oscar Arteaga, por su apoyo y confianza mi formación como investigador.

Y por supuesto a mi querida Universidad y a todas las autoridades, por permitirme concluir con una etapa de mi vida, gracias por la paciencia, orientación y guía en el desarrollo de mi carrera

Eduardo Cárdenas Arias

ÍNDICE DE CONTENIDO

CARATULA	
CERTIFICACIÓN	i
AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD	ii
AUTORIZACIÓN	iii
DEDICATORIA	iv
AGRADECIMIENTO	vi
ÍNDICE DE CONTENIDO	viii
ÍNDICE DE TABLAS	xii
ÍNDICE DE FIGURAS	xiv
ÍNDICE DE ECUACIONES	xivii
RESUMEN	xviii
ABSTRACT	xxiii

CAPÍTULO I

INTRODUCCIÓN

1.1.	Planteamiento del problema	1
1.2.	Antecedentes	2
1.3.	Justificación e Importancia	2
1.4.	Área de Influencia	4
1.5.	Objetivos	4
1.5.1.	Objetivo General	4
1.5.2.	Objetivo Especifico	5
1.6.	Alcance y limitaciones	5

CAPÍTULO II

FUNDAMENTOS TEÓRICOS E INVESTIGACIÓN

2.1.	Introducción	8
2.2.	Enfermedades que producen afectación motora	8
2.2.1.	Daño Cerebral Adquirido	8
2.2.2.	Ictus	9
2.3.	Miembro Superior Humano	10
2.3.1.	Hombro	10
2.3.2.	Codo	16
2.3.3.	Dimensiones y masas del miembro superior	17
2.4.	Principios de aprendizaje motor post ictus	18
2.4.1.	Intensidad del entrenamiento	18
2.4.2.	Entrenamientos con una tarea especifica	19
2.4.3.	Retroalimentación respecto a la ejecución de la terapia	19
2.4.4.	Variabilidad	20
2.4.5.	Motivación	20
2.4.6.	Nivel de Dificultad	20
2.5.	Entornos virtuales en la Fisioterapia	21
2.5.1.	Cybersickness	22

2.5.2.	Flexibilidad en el ajuste de parámetros	22
2.5.3.	Ajuste de la Retroalimentación.....	23
2.5.4.	Aspectos Cinemáticos.....	23
2.5.5.	Perspectiva Visual	23
2.6.	Robótica en la Fisioterapia	24
2.6.1.	Características Básicas de un Equipo Robótico para Rehabilitación	24
2.6.2.	Aspectos de aprendizaje motor.....	25
2.6.3.	Tipos de Robots usados en la rehabilitación de extremidades superiores.....	26
2.7.	Escala de valoración muscular de Daniels	29
2.8.	Equipos robóticos comerciales.....	30

CAPÍTULO III

DISEÑO DE CONCEPTO

3.1.	Modelo en V	34
3.2.	Especificaciones y desarrollo	35
3.2.1.	Necesidades del cliente.....	35
3.2.2.	Métricas	36
3.2.3.	Desarrollo de la función de la calidad (QFD).....	37
3.3.	Especificaciones de funciones	39
3.3.1.	Comparación de la competencia.....	39
3.3.2.	Valores objetivos y marginalmente aceptables	40
3.4.	Especificaciones de sistemas	41
3.4.1.	Generación de conceptos	41
3.4.2.	Selección y evaluación de conceptos.....	43

CAPÍTULO IV

DISEÑO DE DETALLE

4.1.	Establecimiento de la arquitectura.....	50
4.1.1.	Determinación del espacio de trabajo.....	53
4.1.2.	Determinación de la longitud del cable.....	54
4.1.3.	Determinación de fuerza necesaria del sistema de generación de movimiento	55
4.2.	Diseño de la estructura del equipo de rehabilitación robótico.....	56
4.2.1.	Etapas iniciales del diseño.....	56
4.2.2.	Criterios de diseño para el Miembro Estructural 1	57
4.2.3.	Criterios de diseño para el Miembro Estructural 2.....	78
4.2.4.	Criterios de diseño para el Miembro Estructural 3.....	95
4.2.5.	Criterios de diseño para el Miembro Estructural 4.....	101
4.2.6.	Cálculo de Volteo	111
4.2.7.	Análisis por Elementos Finitos.....	113
4.3.	Diseño del sistema de Generación de Movimiento Basado en Cables.....	115
4.3.1.	Selección del cable	115
4.3.2.	Diseño de cabrestante	122
4.3.3.	Determinación del torque necesario para el cabrestante.....	125
4.3.4.	Diseño de chaveta y chavetero	126
4.3.5.	Selección de motor y caja.....	128
4.3.6.	Diseño Electrónico del cabrestante.....	131

4.3.7.	Determinación de la Potencia requerida para la fuente de alimentación.....	133
4.3.8.	Diseño y simulación del controlador de longitud de los cables	136
4.4.	Diseño de cabezales.....	143
4.4.1.	Criterios de diseño para el Cabezal	143
4.5.	Selección dispositivos de entrada salida.....	149
4.6.	Diseño de la Tarjeta de Control Principal	151
4.7.	Diseño electrónico del Sistema de Detección de Movimiento	153
4.7.1.	Algoritmo de Fusión de Sensores Inerciales	157
4.8.	Diseño del Sistema de Terapia Interactiva con Realidad No Inmersiva	159
4.8.1.	Esquema general.....	160
4.8.2.	Menú General	163
4.8.3.	Configuración de Hardware.....	164
4.8.4.	Escenas para el rango de movilidad	165
4.8.5.	Gamificación	174
4.9.	Diseño Control de Progreso.....	183
4.9.1.	Escena de Estadísticas de Recuperación	183
4.9.2.	Registro de pacientes	184

CAPÍTULO V

IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA MECATRÓNICO

5.1.	Manufactura de la parte estructural del robot basado en cables	187
5.2.	Ensamblaje de los componentes internos de los cabezales	190
5.3.	Fabricación de las PCB y conexiones parte electrónica	192
5.4.	Manufactura y ensamblaje de los dispositivos de detección de movimiento	192
5.5.	Ensamblaje final de los cabezales	195

CAPÍTULO VI

PRUEBAS Y RESULTADOS

6.1.	Cálculo de Error en los Dispositivos de Detección de Movimiento.....	197
6.2.	Cálculo de Error en el Sistema de Generación de Movimiento	200
6.3.	Validación de la usabilidad, aceptación y seguridad del sistema virtual.....	202
6.4.	Pruebas con pacientes que han sufrido un daño cerebral adquirido	204
6.4.1.	Análisis la de la Terapia Interactiva Frutas del Bosque	205
6.4.2.	Análisis la de la Terapia Interactiva Viejo Oeste	212
6.4.3.	Análisis la de la Terapia Interactiva Mixta Pesca.....	219
6.5.	Validación de la Hipótesis	225
6.5.1.	Planteamiento de la Hipótesis.....	225
6.5.2.	VARIABLES de la Investigación.....	225
6.5.3.	Validación de la Hipótesis	226

CAPÍTULO VII

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

7.1.	Conclusiones.....	234
7.2.	Recomendaciones	236
7.3.	Punto de Vista sobre el Equipo Robótico.....	237
7.4.	Trabajos Futuros	239

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	241
ANEXOS	251

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1	<i>Estadísticas Hospitalarias diagnosticadas al año 2012</i>	4
Tabla 2	<i>Especificaciones estimadas del proyecto</i>	6
Tabla 3	<i>Causas y circunstancias de daño cerebral</i>	9
Tabla 4	<i>Escala Daniels</i>	29
Tabla 5	<i>Necesidades del Cliente</i>	35
Tabla 6	<i>Lista de métricas para el equipo robótico</i>	36
Tabla 7	<i>Resumen Análisis QFD</i>	37
Tabla 8	<i>Comparación con la competencia basada en métricas</i>	39
Tabla 9	<i>Especificaciones Objetivo</i>	40
Tabla 10	<i>Evaluación de la ponderación de criterios - Generación Movimiento</i>	44
Tabla 11	<i>Calificación de las alternativas - Generación Movimiento</i>	45
Tabla 12	<i>Evaluación de la ponderación de criterios – Terapia Interactiva</i>	46
Tabla 13	<i>Calificación de las alternativas – Terapia Interactiva</i>	47
Tabla 14	<i>Evaluación de la ponderación de criterios – Control de Progreso</i>	48
Tabla 15	<i>Calificación de las alternativas – Control de Progreso</i>	48
Tabla 16	<i>Mediadas Antropométricas Hombres Afro ecuatorianos</i>	53
Tabla 17	<i>Rangos de movimiento considerados en el diseño</i>	53
Tabla 18	<i>Componentes y sus pesos ME #1</i>	58
Tabla 19	<i>Componentes y sus pesos ME #2</i>	79
Tabla 20	<i>Componentes y sus pesos ME #3</i>	96
Tabla 21	<i>Componentes y sus pesos ME #4</i>	102
Tabla 22	<i>LIROS Dyneema® Braid Datasheet</i>	118
Tabla 23	<i>Evaluación de la ponderación de criterios – Controlador de Motores</i>	132
Tabla 24	<i>Calificación de las alternativas – Controlador de Motores</i>	132
Tabla 25	<i>Evaluación de la ponderación de criterios – Fuente de Alimentación</i>	134
Tabla 26	<i>Calificación de las alternativas – Fuentes de Alimentación</i>	134
Tabla 27	<i>Componentes y sus pesos ME #3</i>	144
Tabla 28	<i>Selección de Sensores Inerciales</i>	153
Tabla 29	<i>Selección de Microcontroladores</i>	154
Tabla 30	<i>Consumo de componentes sistema de detección de movimiento</i>	155
Tabla 31	<i>Escenas de la interface gráfica</i>	160
Tabla 32	<i>Botones del Menú General</i>	163
Tabla 33	<i>Opciones de la Configuración del Hardware</i>	164
Tabla 34	<i>Parámetro a calibrar para el modo 1</i>	178
Tabla 35	<i>Parámetros a modificar en el juego</i>	181
Tabla 36	<i>Cálculo del Error para los Dispositivos de Detección de Movimiento</i>	199
Tabla 37	<i>Cálculo del Error para los Dispositivos de Generación de Movimiento</i>	201
Tabla 38	<i>Resultados Test SEQ</i>	203
Tabla 39	<i>Datos de pacientes evaluados</i>	204
Tabla 40	<i>Estadísticas del paciente Cristian López para Frutas del Bosque</i>	205
Tabla 41	<i>Datos Frutas del Bosque Paciente Escobar</i>	208
Tabla 42	<i>Datos Frutas del Bosque Paciente Guamán</i>	210
Tabla 43	<i>Datos Viejo Oeste Paciente López</i>	213

Tabla 44 <i>Datos Viejo Oeste Paciente Escobar</i>	215
Tabla 45 <i>Datos Viejo Oeste Paciente Guamán</i>	217
Tabla 46 <i>Datos Terapia Mixta Pesca Paciente López</i>	219
Tabla 47 <i>Datos Terapia Mixta Pesca Paciente Sebastián Escobar</i>	221
Tabla 48 <i>Datos Terapia Mixta Pesca Paciente Gladys Guamán</i>	223
Tabla 49 <i>Frecuencias Observadas</i>	227
Tabla 50 <i>Frecuencia Esperada</i>	229
Tabla 51 <i>Resultados del Chi Cuadrado</i>	231

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.	Representación de Ejes, Planos y Cono de circunducción	10
Figura 2.	Flexión y extensión del Hombro.....	11
Figura 3.	Aducción de Hombro.....	12
Figura 4.	Abducción del Hombro.....	12
Figura 5.	Flexión y extensión horizontal.....	13
Figura 6.	Rotación interna y externa de hombro.....	14
Figura 7.	Movimientos del Muñón del Hombro.....	14
Figura 8.	Posición de equilibrio – Sector de Accesibilidad	15
Figura 9.	Flexión y extensión de codo	16
Figura 10.	Pronación Supinación	17
Figura 11.	Tipos de Robots para Rehabilitación	27
Figura 12.	Equipo de Rehabilitación Diego	30
Figura 13.	Equipo de Rehabilitación Armeo Spring	31
Figura 14.	Dispositivo Armotion	32
Figura 15.	Tesis Rehabilitación de hombros con Kinect	33
Figura 16.	Norma VDI	34
Figura 17.	Importancia Relativa.....	38
Figura 18.	Modelo de Caja Negra	42
Figura 19.	Diagrama de Subfunciones	42
Figura 20.	Diagrama a nivel Sistema	43
Figura 21.	Calificación Alternativas de Generación de Movimientos	45
Figura 22.	Calificación de alternativas Terapia Interactiva	47
Figura 23.	Calificación de alternativas Control de Progreso	49
Figura 24.	Arquitectura del Equipo de Rehabilitación Robótico	51
Figura 25.	Esquema del equipo robótico para rehabilitación de extremidades superiores	52
Figura 26.	Determinación del espacio de trabajo.....	54
Figura 27.	Esquema Inicial de estructura.....	56
Figura 28.	Valores para radio de curvatura.....	57
Figura 29.	Dimensiones Miembro Estructural 1	59
Figura 30.	Sección Transversal 100x50x2[mm].	60
Figura 31.	Unión de la Columna	67
Figura 32.	Diagrama de Fuerzas Resultantes	70
Figura 33.	Disposición de Pernos Parte Trasera de la Columna	73
Figura 34.	Diagrama de Fuerzas Resultantes	75
Figura 35.	Miembro Estructural 2.....	79
Figura 36.	Disposición de Pernos Miembro Estructural 2[mm]	86
Figura 37.	Diagrama de Fuerzas Resultantes	88
Figura 38.	Diagrama de Fuerzas Resultantes	93
Figura 39.	Miembro Estructural 3.....	96
Figura 40.	Reacción en los apoyos.....	97
Figura 41.	Sección Transversal 50x50x1.5 [mm]	97
Figura 42.	Miembro Estructural 4.....	102
Figura 43.	Diagramas de fuerza cortante y momento flexionante.	104

Figura 44.	Disposición de los Pernos Miembros Estructural 4.....	107
Figura 45.	Diagrama de Fuerzas Resultantes.....	109
Figura 46.	Diagrama de Cuerpo Libre [cm].....	111
Figura 47.	Esfuerzo de Von Mises.....	114
Figura 48.	Factor de Seguridad.....	114
Figura 49.	Esquema del robot basado en cables.....	115
Figura 50.	Comparación para los ciclos de falla.....	116
Figura 51.	Curva de alargamiento a la fluencia.....	117
Figura 52.	Tipos de enrollamiento.....	123
Figura 53.	Parámetros de diseño de polea.....	125
Figura 54.	Diseño CAD Polea.....	125
Figura 55.	Factor de Seguridad en Polea.....	127
Figura 56.	Curvas Motor 775pro (217-4347).....	129
Figura 57.	Curvas Motor Mini CIM (217-3371).....	130
Figura 58.	Calificación de alternativas Control de Motores.....	132
Figura 59.	Calificación de alternativas Fuentes de Alimentación.....	134
Figura 60.	Esquema de Controlador Propuesto.....	136
Figura 61.	Curvas de Velocidad y aceleración.....	137
Figura 62.	Modelamiento matemático y simulación del controlador.....	140
Figura 63.	Respuesta del controlador a cambio de setPoint de 0 a 5.....	141
Figura 64.	Respuesta de velocidad del controlador PIDF antes de calibración.....	141
Figura 65.	Respuesta de velocidad del controlador PIDF luego calibración.....	142
Figura 66.	Simulación con el motor físico en Unity.....	142
Figura 67.	Disposición de componentes en cabezales.....	143
Figura 68.	Geometría del Cabezal.....	144
Figura 69.	Sección Transversal placa metálica [mm].....	145
Figura 70.	Tapas de acceso en cabezales.....	148
Figura 71.	Indicadores lumínicos.....	149
Figura 72.	Salida digital para indicadores con relé y optoaislador.....	149
Figura 73.	Botón de emergencia.....	150
Figura 74.	Disposición de dispositivos de entrada y salida.....	150
Figura 75.	Esquema de interconexión la tarjeta de control principal.....	151
Figura 76.	Esquema de Conexión tarjeta de control principal.....	152
Figura 77.	Circuito impreso de la tarjeta principal.....	152
Figura 78.	Componentes del sistema de Generación de Movimiento.....	153
Figura 79.	Componentes para detección de movimiento.....	156
Figura 80.	Disposición de componentes para detección de movimiento.....	157
Figura 81.	Algoritmo de Fusión de Sensores.....	158
Figura 82.	Carcasa Dispositivo de Detección de Movimiento.....	159
Figura 83.	Posición y numeración de las articulaciones del Avatar.....	166
Figura 84.	Junta configurable para la articulación del hombro.....	167
Figura 85.	Junta configurable para la articulación del codo.....	167
Figura 86.	Escena de Rango de Movilidad.....	168
Figura 87.	Posicionamiento Dispositivos de Detección de Movimiento.....	169
Figura 88.	Posición de Inicio para la Detección de Movimiento.....	170
Figura 89.	Orientación del Dispositivo según se marcó de referencia.....	171

Figura 90.	Ubicación del Avatar Tipo Espejo.....	172
Figura 91.	Terapia Mixta.....	174
Figura 92.	Escena del Juego "Frutas del Bosque".....	175
Figura 93.	Parámetros de Configuración	176
Figura 94.	Menú Pausa juego "Frutas del Bosque".....	177
Figura 95.	Botones de control de tiempo	177
Figura 96.	Modo 1 juego "Frutas del Bosque"	178
Figura 97.	Escena del Juego "Viejo Oeste"	179
Figura 98.	Parámetros de Configuración	180
Figura 99.	Menú Pausa "Viejo Oeste"	181
Figura 100.	Escenas juego "Viejo Oeste"	182
Figura 101.	Escena de Estadísticas de Recuperación.....	184
Figura 102.	Panel de Entrada de Datos	185
Figura 103.	Scroll para la visualización de datos.....	185
Figura 104.	Panel de Edición	186
Figura 105.	Perfiles usados para los Miembros Estructurales	187
Figura 106.	Corte de los miembros estructurales.....	188
Figura 107.	Corte por plasma piezas del cabezal.....	188
Figura 108.	Doblado de piezas.....	189
Figura 109.	Ensamblaje.....	189
Figura 110.	Pintura del Robot Basado en Cables.....	190
Figura 111.	Componentes eléctricos para los cabezales	190
Figura 112.	Pruebas a los componentes electrónicos.....	191
Figura 113.	Ensamblaje de Componentes.....	191
Figura 114.	Fabricación de PCB	192
Figura 115.	Verificación de funcionalidad de componentes.....	192
Figura 116.	PCB de los Dispositivos de Detección de Movimiento.....	193
Figura 117.	Suelda de componentes electrónicos	193
Figura 118.	Iteraciones defectuosas	194
Figura 119.	Carcasa del Dispositivo de Detección de Movimiento.....	194
Figura 120.	Dispositivo de Detección de Movimiento	195
Figura 121.	Tapas del Cabezal	195
Figura 122.	Colocación del Soporte del Monitor.....	196
Figura 123.	Eslingas.....	196
Figura 124.	Prueba para Dispositivos de Detección de Movimiento.....	198
Figura 125.	Pruebas del Sistema de Generación de Movimiento	201
Figura 126.	Análisis de Duración de Sesión Paciente López.....	206
Figura 127.	Análisis de Ángulo F-E Paciente López.....	207
Figura 128.	Análisis de Fuerza F-E Paciente López	207
Figura 129.	Análisis de Duración de Sesión Paciente Escobar.....	208
Figura 130.	Análisis de Ángulo F-E Paciente Escobar	209
Figura 131.	Análisis de Fuerza F-E Paciente Escobar	209
Figura 132.	Análisis de Duración de Sesión Paciente Guamán.....	211
Figura 133.	Análisis de Ángulo F-E Paciente Guamán	211
Figura 134.	Análisis de Fuerza F-E Paciente Guamán	212
Figura 135.	Duración de Sesión Paciente López	213

Figura 136. Promedio de Ángulo Paciente López	214
Figura 137. Promedio de Fuerza Paciente López.....	214
Figura 138. Duración de Sesión Paciente Escobar.....	215
Figura 139. Promedio de Ángulo Paciente Escobar.....	216
Figura 140. Promedio de Fuerza Paciente Escobar.....	216
Figura 141. Datos Duración de Sesión Paciente Guamán.....	218
Figura 142. Datos Ángulo Paciente Guamán	218
Figura 143. Datos Fuerza Paciente Guamán	219
Figura 144. Promedio Ángulo Paciente López	220
Figura 145. Promedio Fuerza Paciente López	221
Figura 146. Promedio Ángulo Paciente Escobar	222
Figura 147. Promedio de Fuerza Paciente Escobar.....	222
Figura 148. Datos Ángulo Paciente Guamán	223
Figura 149. Datos Fuerza Paciente Guamán	224

ÍNDICE DE ECUACIONES

Ec. 1 Diagonal del prisma rectangular	55
Ec. 2 Peso de un brazo promedio	55
Ec. 3 Fuerza miembro estructural 1	58
Ec. 4 Radio de Giro.....	61
Ec. 5 Esfuerzo Máximo.....	61
Ec. 6 Esfuerzo de Diseño	62
Ec. 7 Radio del eje centroidal	63
Ec. 8 Radio del eje neutro	63
Ec. 9 Distancia desde el eje centroidal hasta el eje neutro.....	63
Ec. 10 Distancia desde el eje neutro hasta la fibra interior	64
Ec. 11 Distancia desde el eje neutro hasta la fibra exterior	64
Ec. 12 Esfuerzo calculado mediante una fórmula de flexión ordinaria	64
Ec. 13 Esfuerzo Máximo Lado Cóncavo	64
Ec. 14 Esfuerzo de Diseño	65
Ec. 15 Esfuerzo Máximo Lado Convexo	66
Ec. 16 Esfuerzo en la fibra extrema en el lado convexo	66
Ec. 17 Esfuerzo de diseño	66
Ec. 18 Teoría de la Energía de Distorsión	68
Ec. 19 Momento Flexiónante	68
Ec. 20 Carga Directa	69
Ec. 21 Carga de Momento.....	69
Ec. 22 Fuerzas Cortantes Primarias y Secundarias	69
Ec. 23 Área de corte.....	70
Ec. 24 Esfuerzo	70
Ec. 25 Factor de Seguridad	71
Ec. 26 Área de Aplastamiento.....	71
Ec. 27 Esfuerzo	71
Ec. 28 Factor de Seguridad M1.....	71
Ec. 29 Aplastamiento en Pernos	72
Ec. 30 Área de Tensión M1	72
Ec. 31 Esfuerzo M1.....	72
Ec. 32 Factor de Seguridad M1.....	73
Ec. 33 Energía de la Distorsión.....	74
Ec. 34 Momento M1	74
Ec. 35 Carga Directa M1.....	74
Ec. 36 Carga de Momento M1	74
Ec. 37 Fuerzas Cortantes M1	75
Ec. 38 Área de Corte M1	76
Ec. 39 Esfuerzo M1.....	76
Ec. 40 Factor de Seguridad Pernos M1	76
Ec. 41 Área de Aplastamiento Pernos M1	76
Ec. 42 Esfuerzo Pernos M1	77
Ec. 43 Factor de Seguridad Pernos M1	77

Ec. 44 Factor de Seguridad Aplastamiento Pernos M1	77
Ec. 45 Área de Tensión Pernos M1.....	78
Ec. 46 Esfuerzo Pernos M1	78
Ec. 47 Factor de Seguridad Miembros M1	78
Ec. 48 Fuerza Miembro Estructural 2	79
Ec. 49 Reacciones M2.....	80
Ec. 50 Momento M2	80
Ec. 51 Flexión Máxima M2	81
Ec. 52 Flexión permitida de diseño M2	81
Ec. 53 Limite de flexión recomendado M2.....	81
Ec. 54 Esfuerzo Normal Calculado M2	82
Ec. 55 Esfuerzo Normal de Diseño M2	82
Ec. 56 Área de la garganta M2.....	83
Ec. 57 Ubicación del centro de gravedad M2	83
Ec. 58 Segundo Momento Unitario del Área M2	84
Ec. 59 Tensión o Compresión Directa M2.....	84
Ec. 60 Torsión y M2	84
Ec. 61 Torsión x M2	85
Ec. 62 Suma de vectores de fuerza M2.....	85
Ec. 63 Longitud de la garganta M2.....	85
Ec. 64 Factor de seguridad soldadura M2.....	86
Ec. 65 Energía de la distorsión pernos M2	87
Ec. 66 Momento pernos M2.....	87
Ec. 67 Carga Directa Pernos M2.....	87
Ec. 68 Carga de Momento Pernos M2	87
Ec. 69 Fuerzas Primarias y Secundarias Pernos M2	88
Ec. 70 Área de corte pernos M2.....	88
Ec. 71 Esfuerzo pernos M2	89
Ec. 72 Factor de Seguridad Pernos M2.....	89
Ec. 73 Área de Aplastamiento Pernos M2	89
Ec. 74 Esfuerzo pernos M2	89
Ec. 75 Factor de seguridad pernos M2.....	90
Ec. 76 Factor de seguridad aplastamiento pernos M2	90
Ec. 77 Área de tensión pernos M2	90
Ec. 78 Esfuerzo en miembros M2.....	91
Ec. 79 Factor de Seguridad Tensión M2.....	91
Ec. 80 Resistencia al Cortante M2	92
Ec. 81 Momento pernos M2.....	92
Ec. 82 Carga Directa Pernos M2.....	92
Ec. 83 Carga de Momento Pernos M2	92
Ec. 84 Fuerzas Cortantes Pernos M2	93
Ec. 85 Área de Cortante Pernos M2.....	93
Ec. 86 Esfuerzo torsionante pernos M2	94
Ec. 87 Factor de Seguridad torsión pernos M2.....	94
Ec. 88 Área de aplastamiento para pernos en M2.....	94
Ec. 89 Esfuerzo máximo pernos M2.....	94

Ec. 90	Factor de Seguridad aplastamiento pernos en M2	95
Ec. 91	Factor de Seguridad para pernos en M2	95
Ec. 92	Fuerza Miembro Estructural 3	96
Ec. 93	Reacciones viga M3.....	98
Ec. 94	Momento en viga M3.....	99
Ec. 95	Flexión máxima	99
Ec. 96	Flexión permitida en el diseño.....	99
Ec. 97	Límite flexión recomendado.....	100
Ec. 98	Esfuerzo Normal Calculado.....	100
Ec. 99	Esfuerzo Normal de Diseño.....	100
Ec. 100	Capacidad de Carga en las Ruedas	101
Ec. 101	Fuerza sobre el Miembro 4.....	102
Ec. 102	Flexión máxima	105
Ec. 103	Flexión permitida de diseño.....	105
Ec. 104	Limete Flexión recomendado	106
Ec. 105	Esfuerzo Normal Calculado.....	106
Ec. 106	Esfuerzo Normal de Diseño.....	106
Ec. 107	Resistencia a cortante por energía de distorsión.....	107
Ec. 108	Momento sobre los pernos.....	108
Ec. 109	Carga Directa	108
Ec. 110	Carga de Momento.....	108
Ec. 111	Área de Corte.....	108
Ec. 112	Esfuerzo cortante en pernos.....	109
Ec. 113	Factor de seguridad en pernos	109
Ec. 114	Aplastamiento en pernos.....	109
Ec. 115	Esfuerzo debido al aplastamiento	110
Ec. 116	Factor de seguridad por aplastamiento miembro estructural	110
Ec. 117	Factor de seguridad por aplastamiento en pernos	110
Ec. 118	Aplastamiento en pernos.....	110
Ec. 119	Sumatoria de momentos eje y.....	112
Ec. 120	Sumatoria de momentos eje x.....	112
Ec. 121	Sumatoria de momentos eje z	112
Ec. 122	Ecuación de equilibrio para el eje x.....	113
Ec. 123	Ecuación de equilibrio para el eje y.....	113
Ec. 124	Ecuación de equilibrio para el eje z.....	113
Ec. 125	Relación de diámetros en Polea	119
Ec. 126	Área de sección transversal.....	119
Ec. 127	Diámetro del Cable	119
Ec. 128	Peso del Cable en función de su longitud.....	120
Ec. 129	Carga efectiva	120
Ec. 130	Carga por resistencia al doblado.....	120
Ec. 131	Carga por resistencia al impacto.....	120
Ec. 132	Carga por resistencia a la aceleración.....	121
Ec. 133	Factor de Seguridad del Cable	121
Ec. 134	Numero de Cables.....	122
Ec. 135	Diámetro Final	124

Ec. 136 Número de Vueltas	124
Ec. 137 Torque necesario.....	126
Ec. 138 Longitud de la cuerda	126
Ec. 139 Torque en el Motor	128
Ec. 140 Velocidad angular del Motor	128
Ec. 141 Potencia Eléctrica Total	133
Ec. 142 Desplazamiento Lineal en función de revoluciones	137
Ec. 143 Ganancia kF	138
Ec. 144 Ganancia kP	139
Ec. 145 Ganancia kD	139
Ec. 146 Fuerza en el Miembro Estructural 5	155
Ec. 147 Cuaternión inicial.....	171
Ec. 148 Calibrar Cuaternión.....	172
Ec. 149 Cuaternión anterior	173
Ec. 150 Encerar y normalizar Cuaternión.....	173
Ec. 151 Error cuadrático medio	198
Ec. 152 Frecuencia Esperada	228
Ec. 153 Chi Cuadrado	230
Ec. 154 Grados de Libertad.....	232

RESUMEN

El trabajo de titulación implementa un equipo robótico el cual consta de una plataforma interactiva, donde el paciente realiza la terapia. Eslingas tiran del brazo del paciente hacia arriba, unidos en dos lugares la muñeca y el codo, se pueden adaptar a las características físicas del paciente según la edad y las condiciones médicas, estos brindan soporte a la extremidad por medio de cuerdas acopladas a un sistema generación de movimiento varía la longitud de las cuerdas, permitiendo la compensación de la gravedad y un alivio para el paciente, similar al efecto producido al estar sumergido dentro del agua, con el fin de progresivamente a lo largo de las terapias, incrementar el nivel de carga y longitud de desplazamiento para el paciente. Además, dispone de sensores que hacen posible rastrear la posición del brazo en un espacio tridimensional, con los cuales se captura el movimiento del paciente frente al cual se coloca un monitor para realizar la terapia interactiva buscando relacionar los movimientos realizados con la vista en pantalla para robustecer y restaurar las conexiones cerebrales perdidas. El proyecto es un trabajo interdisciplinario el cual tuvo el apoyo de dos Profesionales en fisioterapia y un Médico General especialista en biomedicina los mismos que asistieron en el proceso de diseño y pruebas, sugiriendo las rutinas de terapia tanto en repetición, duración y complejidad, además de validar las pruebas del equipo.

PALABRAS CLAVE:

- **REHABILITACIÓN FÍSICA**
- **COMPENSACIÓN DE LA GRAVEDAD**
- **RASTREO DE MOVIMIENTO**
- **TERAPIAS INTERACTIVAS**

ABSTRACT

The degree work implements a robotic equipment which consists of an interactive platform, where the patient performs the therapy. Slings pull the patient's arm upward, joined in two places the wrist and elbow, can be adapted to the physical characteristics of the patient according to age and medical conditions, these provide support to the limb by means of ropes coupled to a system generating movement varies the length of the ropes, allowing compensation of gravity and a relief for the patient, similar to the effect produced by being submerged in water, in order to progressively along the therapies, increase the level of load and length of displacement for the patient. In addition, it has sensors that make it possible to track the position of the arm in a three-dimensional space, which captures the movement of the patient in front of which a monitor is placed to perform interactive therapy seeking to relate the movements made with the view on screen to strengthen and restore lost brain connections. The project is an interdisciplinary work which had the support of two physiotherapy professionals and a general practitioner specialized in biomedicine who assisted in the design and testing process, suggesting the therapy routines in repetition, duration and complexity, as well as validating the equipment tests.

KEYWORDS:

- **PHYSICAL REHABILITATION**
- **GRAVITY COMPENSATION**
- **MOTION TRACKING**
- **INTERACTIVE THERAPIES**

CAPÍTULO I.

INTRODUCCIÓN

1.1. Planteamiento del problema

Actualmente la robótica, a nivel mundial está enfocada en ayudar a mejorar la calidad de vida de los pacientes poniendo a la ciencia y la tecnología al servicio de la sociedad, sin embargo, en las últimas décadas son pocos los centros fisioterapéuticos en nuestro país que cuentan con equipos robóticos.

El Ecuador cuenta desde el 2010 con reformas políticas enfocadas a iniciar un cambio del modelo en la rehabilitación y se han conseguido varios equipos para el propósito, sin embargo, para su utilización se necesita ser afiliado al seguro social y esperar un turno que afecta el proceso de la rehabilitación.

El daño cerebral adquirido (DCA) se posiciona como la primera causa de mortalidad y la tercera de discapacidad a nivel global (Moreno, y otros, 2016), además según datos del INEC en el Ecuador en el 2014 el DCA fue la tercera causa de muerte (INEC, 2014)

El proyecto propone un protocolo de rehabilitación eficiente y cómoda en pacientes que han sido víctimas de accidentes y/o han perdido la movilidad de extremidades superiores por un daño neurológico o traumatismos. Permitiendo que se realicen ciertos ejercicios fisioterapéuticos de

manera que, puedan volver a realizar las actividades diarias, facilitando la independencia y la reincorporación del paciente a su círculo familiar, laboral y social.

1.2. Antecedentes

Para disminuir los efectos de los DCA se realiza un proceso de rehabilitación además se conoce que la terapia es más efectiva si se hace inmediatamente luego de ocurrida el DCA (Teasell & Kalra, 2005). Según (Weiss, Rand, Katz, & Kizony, 2004) en su estudio concluyen que el entrenamiento repetitivo y de larga duración usando interfaz humano máquina y realidad virtual ayudan a la recuperación física y funcional. La tecnología incide de modo significativo en al menos dos factores. El primero, aporta como medio para la realización de ejercicios donde la utilización de entornos virtuales genera apoyo a los procedimientos convencionales de tratamiento incrementando sus características de eficiencia y eficacia, como segundo factor esta la administración y almacenamiento de datos sobre el paciente, su diagnóstico patológico y su progreso durante el proceso de rehabilitación (Harms, 2012).

1.3. Justificación e Importancia

La rehabilitación en pacientes que han sufrido de un accidente cerebrovascular tiene como propósito tratar de mejorar la motricidad perdida logrando la capacidad funcional normal, facilitando su reincorporación del paciente al entorno social, familiar y laboral, así como su independencia.

A nivel nacional, el IESS adquirió tecnología robótica para la región costa y sierra en el área de rehabilitación, dando una nueva opción a los pacientes que perdieron movilidad con el propósito de ofrecer mejores resultados en menor tiempo. Estos equipos se implementaron en cuatro ciudades del Ecuador en los hospitales de Durán, Babahoyo, Santo Domingo y Ambato. En la actualidad existe pocos centros de rehabilitación privados que prestan este servicio de fisioterapia en donde empleen equipos de última generación los cuales son importados para dar asistencia a sus pacientes y obtener resultados satisfactorios en un menor tiempo. (IESS, 2017).

Con el desarrollo del proyecto de titulación: “Diseño y construcción de un equipo robótico para la terapia de extremidades superiores, para pacientes con daño cerebral adquirido (DCA).” se plantea la posibilidad de aportar a la salud pública y privada, permitiendo el acceso a más pacientes.

Al mismo tiempo se procura cumplir con lo que establece Plan Nacional de Desarrollo 2017-2021 de acuerdo el objetivo 1, y el artículo 358 del Sistema Nacional de Salud para “el desarrollo, protección y recuperación de capacidades y potencialidades, incluyendo los servicios de promoción, prevención y atención integral, y el objetivo 4 literal 4.6, que promover la transferencia, el desarrollo y la innovación tecnológica, a fin de impulsar la producción nacional de calidad y alto valor agregado, con énfasis en los sectores priorizados como: la investigación, diseño y construcción de equipos relacionados con las discapacidades de los miembros superiores. (Consejo Nacional de Planificación (CNP), 2017)

1.4. Área de Influencia

El proyecto se enfoca en pacientes que han sufrido accidentes y/o pérdida de movilidad de extremidades superiores, por un daño neurológico o traumatismos. Mediante un proceso de rehabilitación eficiente y cómoda, se logre volver a realizar las actividades diarias, facilitando la independencia y la reintegración del paciente al entorno familiar, social y laboral. En la **Tabla 1** se presenta el número de casos de pacientes con traumas en extremidades superiores.

Tabla 1

Estadísticas Hospitalarias diagnosticadas al año 2012

Diagnostico	Nº Casos
Lesiones de hombro	1298
Traumatismo superficial del hombro y del brazo	268
Herida del hombro y del brazo	232
Fractura de hombro y brazo	5486
Traumatismo de tendón y músculo a nivel del hombro y del brazo	159
Traumatismo por aplastamiento del hombro y del brazo	6
Amputación traumática del hombro y del brazo	15
Traumatismo de nervios a nivel del hombro y brazo	24
Otros traumatismos y los no especificados del hombro y del brazo	359
TOTAL	7847

Fuente: (INEC, 2014)

1.5. Objetivos

1.5.1. Objetivo General

Diseñar y construir un equipo robótico para la terapia de extremidades superiores, para pacientes con Daño Cerebral Adquirido (DCA).

1.5.2. Objetivo Especifico

- Investigar las características clínicas sobre los programas de rehabilitación de terapia activa y pasiva para la movilidad de extremidades superiores antebrazo, codo y hombro en los pacientes con Daño Cerebral Adquirido DCA.
- Diseñar y simular el sistema de asistencia de peso.
- Diseñar y seleccionar los sistemas eléctricos y electrónicos que conforman el equipo de rehabilitación.
- Seleccionar y programar el sistema de detección de movimiento.
- Diseñar y programar el sistema de control de interface del equipo.
- Integrar todos los sistemas en un solo equipo mecatrónico.
- Realizar evaluaciones a los sistemas.

1.6. Alcance y limitaciones

El proyecto brindará un tratamiento fisioterapéutico, a pacientes que hayan perdido la movilidad del hombro derecho, debido a un daño cerebral adquirido, por medio de un tratamiento de movimientos continuos asistidos por el equipo robótico, con lo que se busca recuperar la movilidad progresivamente, en tanto como sea posible.

El equipo robótico consta de una plataforma interactiva, donde el paciente se sentará para realizar la terapia. Arnesees colgantes tiran del brazo del paciente hacia arriba, unidos en dos lugares

la muñeca y el codo, se podrán adaptar a las características físicas del paciente según la edad y las condiciones médicas, estos brindarán soporte a la extremidad por medio de cuerdas acopladas a un sistema mecánico que en conjunto con un controlador sofisticado diseñado para controlar la longitud de las cuerdas, permitiendo un alivio de peso para el paciente, similar al efecto producido al estar sumergido dentro del agua, con el fin de progresivamente a lo largo de las terapias, incrementar el nivel de carga y longitud de desplazamiento para el paciente. Además, dispone de sensores que hacen posible detectar la posición del brazo en un espacio tridimensional, con los cuales se captará el movimiento del paciente frente al cual se colocará un elemento de visualización para realizar la terapia interactiva buscando relacionar los movimientos realizados con la vista en pantalla para robustecer y restaurar las conexiones cerebrales perdidas.

Para lo cual se contará con el apoyo de tres especialistas en fisioterapia los mismos que asistirá en el proceso de diseño y pruebas, sugiriendo las rutinas de terapia tanto en repetición, duración y complejidad, además de colaborar en la validación de las pruebas del equipo que se realizaran mediante terapias a pacientes con daño cerebral adquirido en un número determinado de sesiones. Este equipo cumplirá con las especificaciones detalladas en la **Tabla 2**.

Tabla 2

Especificaciones estimadas del proyecto

Característica	Detalle	
Partes del Brazo a Rehabilitar	Codo y Hombro	
Grados de Libertad	4	
Movimientos a Realizar	Flexión y extensión de Codo	
	Flexión y extensión de Hombro	
	Aducción y Abducción de Hombro	
Ángulos de Movimiento	Pronación 90° - Codo	Abducción 180° - Hombro
	Supinación 90° - Codo	Aducción 45° - Hombro

CONTINÚA 

	Flexión 130° - Codo	Flexión 180° - Hombro
	Extensión 0° - Codo	Extensión -50° - Hombro
Tipo de ejercicio	Pasivo y Activo	
Tipo de motores	Motores DC brushless	
Variables a Sensar	Tensión en las cuerdas Posición angular Velocidad de Giro	
Interface de Usuario	Computador	
Dimensiones estimadas	Largo 1,20 m Ancho 1 m Altura 2,2m	

CAPÍTULO II.

FUNDAMENTOS TEÓRICOS E INVESTIGACIÓN

2.1. Introducción

El presente capítulo presenta una investigación bibliográfica partiendo de las causas y circunstancias que producen un daño cerebral adquirido así como los daños que se producen a nivel motor tras un Ictus, luego se recopila información del miembro superior humano así como también del proceso de aprendizaje motor y la realidad virtual aplicada a la recuperación de las funciones motoras perdidas, Finalmente se estudian los tipos de robots aplicados a rehabilitación de extremidades superiores y se presentan las características de dispositivos comerciales y proyectos desarrollados hasta la actualidad.

2.2. Enfermedades que producen afectación motora

2.2.1. Daño Cerebral Adquirido

Según (World Health Organization, 1996) define el daño cerebral adquirido (DCA) como “una lesión en el cerebro, ocurrida después del nacimiento y no relacionada con déficits congénitos ni enfermedades degenerativas. Estas deficiencias pueden ser temporales o permanentes y causar discapacidad parcial o funcional o desajuste psicosocial”. Las causas de daño cerebral adquirido incluyen ictus, traumatismos, hipoxia, infección, abuso de sustancias, exposición a tóxicos o tumores con mayor detalle en la **Tabla 3**.

Tabla 3
Causas y circunstancias de daño cerebral

Causa	Circunstancias
Fuerzas Traumáticas en la cabeza	Accidente Vehicular, Heridas de bala en la cabeza, objetos cayendo sobre la cabeza, Caídas y Asaltos
Afecciones en Sistema Cardiovascular	Embolia, Trombosis, Aneurisma
Sangrado en el Cerebro	Cirugía Intracraneal, Hemorragia, Hematoma
Falta de oxígeno al Cerebro	Anoxia/Hipoxia, A punto de ahogarse, Paro Cardíaco, Sobredosis de Droga.
Exposición Tóxica	Envenenamiento por monóxido de carbono, inhalar productos químicos tóxicos, inhalación de solvente, uso excesivo y prolongado de drogas y/o alcohol

Fuente: (Society, 2018)

2.2.2. Ictus

La (World Health Organization, 1996) lo define como “signos o síntomas clínicos de rápida evolución secundarios a la alteración de la función cerebral, focal o en ocasiones global, que duran más de 24 horas o suponen la muerte”

El ictus provoca daños a nivel: sensorio motor, cognitivo, conductual, psicopatológico o del lenguaje. La afectación motora del hemicuerpo contralateral a la lesión, o hemiparesia, es la señal más común tras un ictus (Krakauer, 2005). “Hemiparesia” es un término que reúne los síntomas motores positivos y negativos secundarios a un ictus, incluyendo debilidad, alteración del control motor y espasticidad (Krakauer, 2005). Aunque la focalidad se manifieste de forma predominante en el brazo y/o pierna del hemicuerpo parético, esta afectación desorganiza de forma global a todo el cuerpo. Tras un ictus, entre el 55 y el 85% de los pacientes tienen un brazo parético que causa limitación motora e importantes dificultades para incorporar ese miembro en las actividades de la vida diaria (Wu, Huang, Cheng, Lin, & Yang, 2013).

2.3. Miembro Superior Humano

En esta sesión se presenta al miembro superior humano, los principales movimientos del hombro y codo, asimismo sus amplitudes y limitaciones además las dimensiones y la masa de la población ecuatoriana.

2.3.1. Hombro

El hombro es una articulación, el cual permite que el brazo se mueva, en tres direcciones distintas, se asemeja mucho a una articulación mecánica esférica, salvo sus restricciones de amplitud para cada movimiento (Wilgo, 2012). Hay tres planos corporales en los que se define el movimiento los cuales son: Plano sagital o lateral que divide al cuerpo en izquierda y derecha. Plano transversal u horizontal que divide en partes superior e inferior y Plano frontal o corporal que divide al cuerpo en partes anteriores o posteriores, la **Figura 1** muestran los planos, y los ejes de referencia (Kapandji, 2007).

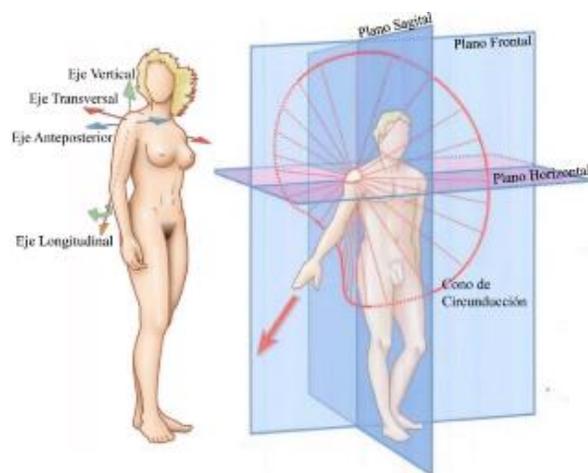


Figura 1. Representación de Ejes, Planos y Cono de circunducción
Fuente: (Kapandji, 2007)

a) Flexión y extensión

Este movimiento posee dos fases distintas y consiste en el movimiento del brazo alrededor del eje transversal, lo que produce un movimiento en el plano sagital, durante la extensión el brazo se desplaza hacia atrás, entre 40 a 50° en relación a la posición anatómica, además depende del tamaño y forma de cada persona. Hacia adelante puede alcanzar un ángulo de 180°, **Figura 2**.

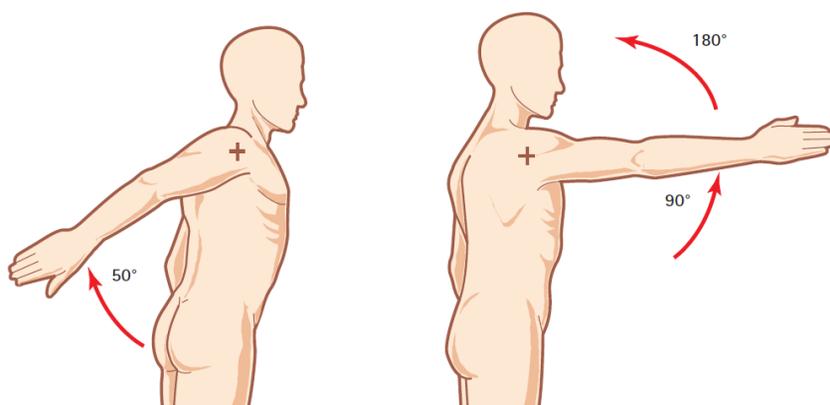


Figura 2. Flexión y extensión del Hombro
Fuente: (Kapandji, 2007)

b) Aducción y abducción

Es un movimiento denominado de acercamiento del miembro en relación al plano sagital. La aducción solo puede ocurrir asociada a otros movimientos, ya que, debido a la posición anatómica del tronco del cuerpo hace esta acción mecánicamente imposible. Los rangos de movimiento de la aducción dependen del movimiento al que este asociado, la extensión puede alcanzar de 30 a 45°, **Figura 3** su amplitud es muy pequeña cuando se compara con la flexión (Kapandji, 2007).

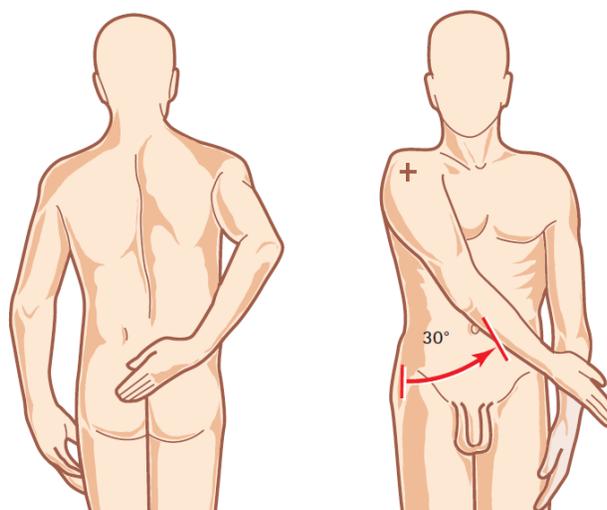


Figura 3. Aducción de Hombro

Fuente: (Kapandji, 2007)

La abducción es el movimiento contrario de la aducción es decir el alejamiento del miembro del plano sagital. Este movimiento se produce alrededor del eje ante posterior, en el plano frontal, así como la flexión puede alcanzar los 180°, la **Figura 4** muestra la abducción en sus tres fases (Kapandji, 2007).

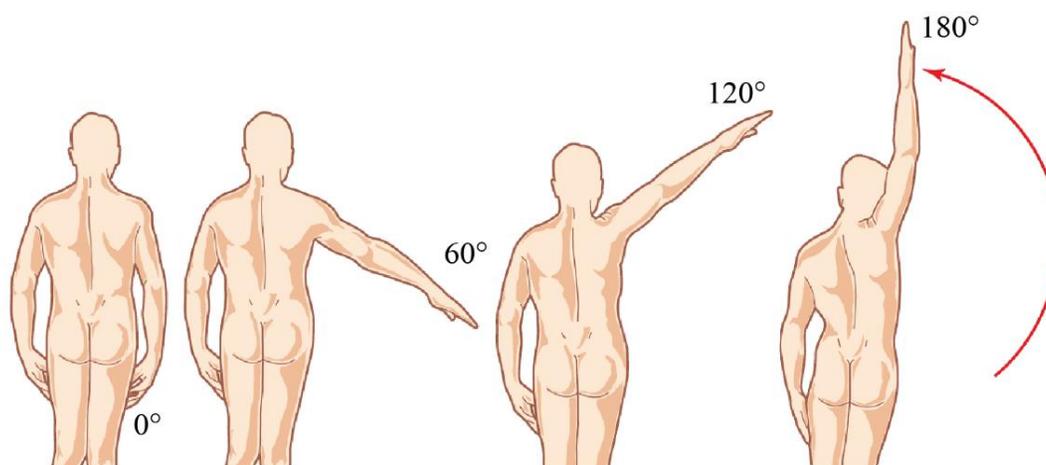


Figura 4. Abducción del Hombro

Fuente: (Kapandji, 2007)

c) Flexión y extensión horizontal

Son movimientos que se producen alrededor del eje vertical, en el plano horizontal. Este movimiento es posible cuando la abducción está a 90° , también llamada posición anatómica horizontal. El rango de movimiento para la flexión es hasta 140° y para la extensión de 30 a 40° como se muestra en la **Figura 5** (Kapandji, 2007).

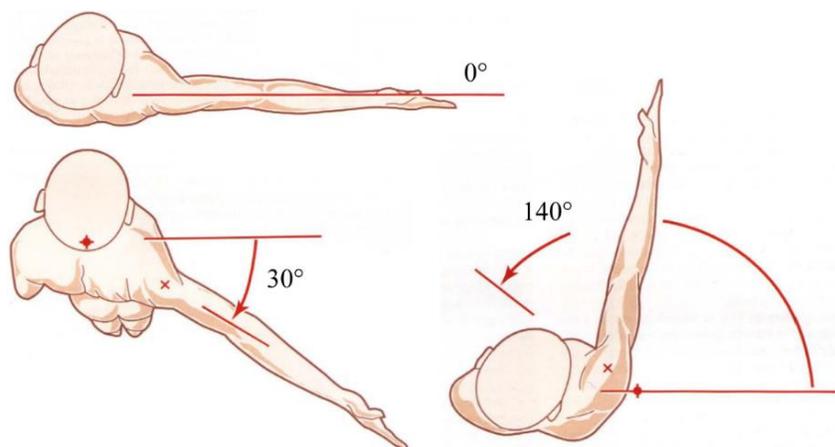


Figura 5. Flexión y extensión horizontal
Fuente: (Kapandji, 2007)

d) Rotación en el eje longitudinal

Este movimiento se produce cuando el brazo realiza una rotación, alrededor del eje longitudinal pudiendo ocurrir en cualquier plano. Se tomó como referencia la posición anatómica natural con el codo flexionado en 90° en el plano sagital como posición inicial 0° luego se puede realizar una rotación lateral con un rango de 80° , o una rotación media con un rango de 95° como se muestra en la **Figura 6** (Kapandji, 2007).

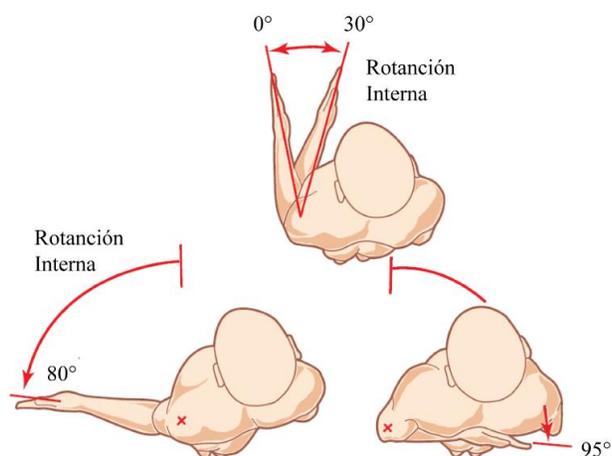


Figura 6. Rotación interna y externa de hombro
Fuente: (Kapandji, 2007)

e) Retro posición y anteposición del muñón del hombro

Este movimiento produce el movimiento del muñón en el plano horizontal, involucra una acción muscular de anteposición: músculos pectorales mayores, pectorales menores. Y una acción de retro posición: músculos romboides, trapecio, dorsal ancho. La amplitud de la anteposición es mayor que la retro posición ver **Figura 7** (Kapandji, 2007).

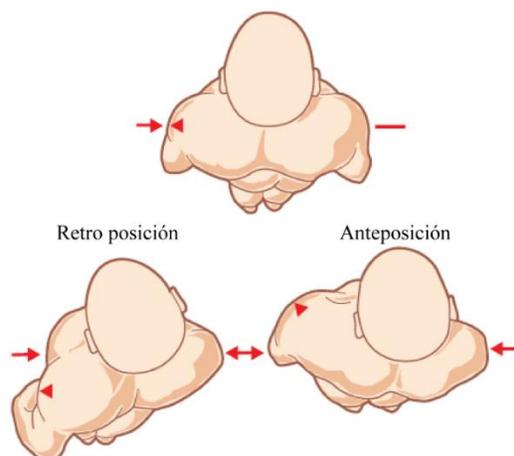


Figura 7. Movimientos del Muñón del Hombro
Fuente: (Kapandji, 2007)

f) Movimiento de Circunducción

Este movimiento es la combinación de los cuatro movimientos elementales del hombro, durante este movimiento el brazo se desplaza por las regiones del espacio tridimensional delimitadas por los planos, describiendo una trayectoria conocida como cono de circunducción, este movimiento define la región de alcance efectivo de la mano, sin ser necesario el desplazamiento del cuerpo ver **Figura 8** donde la flecha roja indica el eje del cono de circunducción, su orientación en el espacio corresponde con la definida como posición funcional figura tal (izquierda). También es la posición elegida de inmovilización en el caso de fracturas, también se denomina sector de accesibilidad preferentes o posición de equilibrio en esta zona se puede mantener las manos trabajando bajo control visual figura tal (derecha) en un sector de 90° del campo visual (Kapandji, 2007).

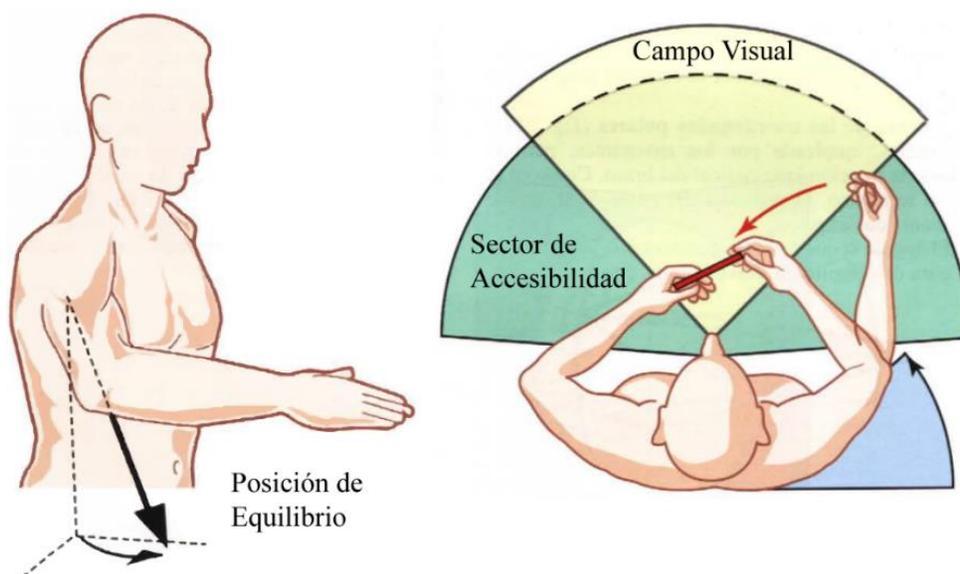


Figura 8. Posición de equilibrio – Sector de Accesibilidad

Fuente: (Kapandji, 2007)

2.3.2. Codo

Es la articulación que une el brazo con el antebrazo en el miembro superior. Posee dos grados de libertad lo que produce dos formas de movimiento distintas: Flexión extensión y pronación supinación (Kapandji, 2007).

a) Flexión y extensión

Para este movimiento primero se define la posición inicial cuando el eje longitudinal del antebrazo coincide con el eje longitudinal del brazo. La flexión es el movimiento de aproximación de la mano hacia el hombro, el rango de movimiento es de hasta 145° este valor puede reducirse dependiendo de la musculatura del individuo se muestra en la **Figura 9**. La extensión es el movimiento o puesto a la flexión donde la mano se aleja del hombro retornando el brazo a la posición de referencia (Kapandji, 2007).

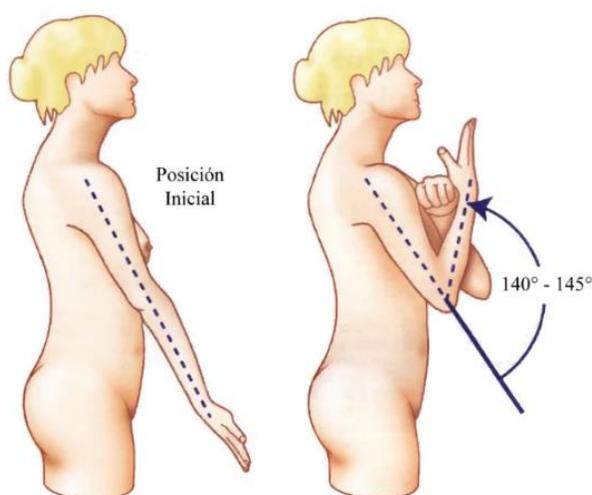


Figura 9. Flexión y extensión de codo
Fuente: (Kapandji, 2007)

b) Pronación y supinación

Se produce en el antebrazo y afecta directamente la dirección de la mano. La posición inicial 0° corresponde con la mano en el plano frontal y la palma en el plano sagital o posición de referencia **Figura 10**. En la pronación el antebrazo gira alrededor de su eje longitudinal para inclinar la palma de la mano hacia abajo en un rango de 85° . La supinación el antebrazo gira en sentido opuesto haciendo que la palma quede hacia arriba en un rango de 90° (Kapandji, 2007).

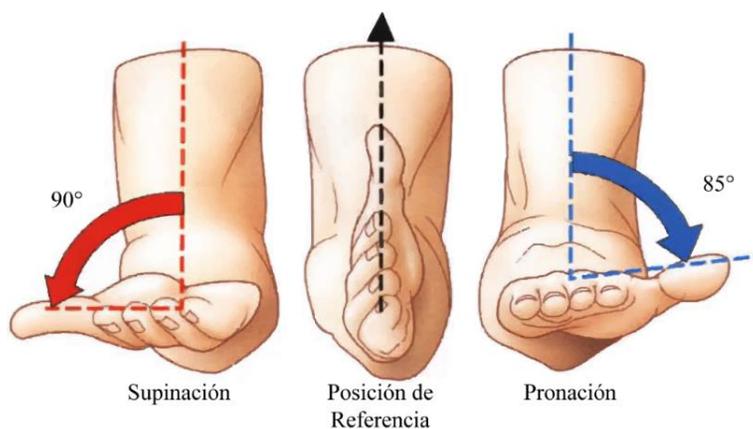


Figura 10. Pronación Supinación
Fuente: (Kapandji, 2007)

2.3.3. Dimensiones y masas del miembro superior

Comúnmente los datos antropométricos se expresan en percentiles, los cuales significa proporción de la población cuyo mediada es inferior a un determinado valor. Ecuador es un país pluricultural y multiétnico. (Lema, 2013) En el análisis estadístico comparó los valores de las medidas antropométricas de acuerdo con el género y auto identificación étnica logrando como resultado tablas antropométricas durante los percentiles 5, 50 y 95 de cada grupo étnico. El uso adecuado de estas mediadas ayudara en el diseño de estaciones de trabajo cómodo y seguro para la

población. Las tablas del **Anexo 1**. Presentan los percentiles para hombres y mujeres, auto identificados como mestizos indígenas y afro ecuatorianos.

La masa del miembro superior, tiene una relación de proporción con la masa corporal del individuo igual al 5.6% de la masa corporal según (Brunnstrom, Peggy, & Bertoti, 2012). Para la población ecuatoriana se considera una población de preescolares, escolares, jóvenes y adultos mayores a 19 años tomado de la Encuesta Nacional de Salud y Nutrición (INEC, 2014) se muestra **Anexo 2**.

2.4. Principios de aprendizaje motor post ictus.

En la rehabilitación post ictus se diferencia entre la recuperación de la deficiencia motora y la de la función motora. La recuperación de la deficiencia conlleva que se vuelven a utilizar los mismos movimientos que antes de la lesión, mientras que la recuperación de la función se logra con compensaciones lo que implica descubrir y practicar estrategias alternativas para lograr la tarea en cuestión (Kitago & Krakauer, 2013). En cualquier caso, tanto la recuperación como la compensación requieren un proceso de aprendizaje (Nielsen, Willers-Olsen, Christiansen, Lundbye, & Lorentzen, 2015).

2.4.1. Intensidad del entrenamiento

Varios autores concuerdan en que la cantidad de terapia es un requisito fundamental en el reaprendizaje motor tras DCA (Krakauer, 2005) (Kitago & Krakauer, 2013) (Cano de la Cuerda &

Collado, 2012) (Langhorne, Bernhardt, & Gert, 2011). Típicamente la intensidad está relacionada con el número de repeticiones y la cantidad de tiempo empleado en la terapia (Kwakkel, 2006).

2.4.2. Entrenamientos con una tarea específica

Se deben realizar movimientos concretos de la tarea que se requiere aprender, es recomendable utilizar un entorno significativo que de sentido a la tarea y debe tener un significado funcional. Ya que dichas tareas deben inducir al cerebro a encontrar sus propias soluciones a los problemas del control motor aportando al estado emocional y cognitivo del paciente (Levin, Weiss, & Keshner, 2014) (Langhorne, Bernhardt, & Gert, 2011).

2.4.3. Retroalimentación respecto a la ejecución de la terapia

Para el aprendizaje motor es fundamental considerar la calidad y cantidad de la información que el paciente recibe respecto a la ejecución de la terapia a partir del entorno (Cothros, Wong, & Gribble, 2009). Se pueden distinguir dos tipos de retroalimentación: Intrínseca la cual es innata del sistema sensorial del paciente es decir permite valorar sus propias acciones, Extrínseca proviene de una fuente externa la cual brinda información adicional sobre la forma de ejecución de la tarea (Kitago & Krakauer, 2013).

La información visual tiene mayor relevancia frente a otras en la terapia además la adición de la retroalimentación auditiva mejora tanto la ejecución como el aprendizaje de tareas visomotoras (Rosati, Oscari, Spagnol, Avanzi, & Masiero, 2012).

2.4.4. Variabilidad

La terapia puede organizarse de diferentes formas las más efectivas son: la terapia distribuida con intervalos de descanso más largos entre tareas, la practica ordenada facilita la adquisición del aprendizaje en cuanto a mejor ejecución de la tarea durante la terapia, la practica aleatoria sirve para tener una mejor retención (Kitago & Krakauer, 2013). La práctica variable es más eficaz en la retención de lo aprendido, aunque al inicio se presenten dificultades por la variabilidad (Krakauer, 2005).

2.4.5. Motivación

Factores como la motivación, la percepción personal que pueden ser afectadas tras un DCA, y el compromiso con la terapia, tanto del paciente como su entorno familiar son claves para el aprendizaje motor es decir un programa motivante que invita a la participación (Shaugnessy & Resnick, 2009).

2.4.6. Nivel de Dificultad

El ajuste de nivel de dificultad es significativo ya que puede ser fácil y resultar aburrido o muy complicado y resulte frustrante para el paciente. Tanto la atención como la motivación son importantes al momento de aumentar la dificultad de la tarea a medida del progreso que va teniendo el paciente (Woodbury, y otros, 2017).

Estos principios de aprendizaje mencionados se pueden aplicar a la rehabilitación tras una lesión cerebral, De hecho, el proceso de rehabilitación no es más que un proceso de reaprendizaje (Woodbury, y otros, 2017). Así pues, al igual que en personas sanas durante el aprendizaje en una rehabilitación luego de un DCA es importante: la predisposición del paciente a rehabilitarse, que la intensidad y dificultad estén ajustadas a las condiciones del paciente, realizar tareas específicas en donde exista una motivación y un significado funcional, además de una retroalimentación progresiva, un número suficiente de repeticiones, sumado a variabilidad de modo que el paciente no pierda el interés.

2.5. Entornos virtuales en la Fisioterapia

Según (Tori, Kirner, & Siscouto, 2006) La Realidad Virtual es una interface de usuario avanzada para aplicaciones computacionales, que permite al usuario navegar e interactuar, en tiempo real con un entorno virtual generado por computador, utilizando dispositivos multisensoriales. Por medio de escenas gráficas en los cuales el paciente interactúa a tiempo real, utilizando dispositivos sensoriales, para audición, visión y propiocepción razón por la cual son usados en ejercicios de rehabilitación (Koenig, Dunser, & Bartneck, 2011) (Sveistrup & Levin, 2010).

Realidad Virtual

La realidad virtual nos permite entrar en un ambiente virtual creado por computador, simulando una experiencia sensorial que puede ir desde la vista y el oído hasta incluir la kinestésica, la propiocepción, el tacto y el equilibrio. El uso adecuado de estas tecnologías es vital para contribuir

positivamente en el reaprendizaje motor, y no generar efectos adversos como la cybersickness, Por lo tanto, conviene considerar los siguientes aspectos:

2.5.1. Cybersickness

La Cybersickness es un efecto adverso, del uso de ambientes virtuales con síntomas muy parecidos al mareo, acompañado de náuseas, fatiga e inestabilidad. Es causada por conflictos sensoriales relacionados con retrasos temporales en las imágenes y sonidos del ambiente virtual, aparece a menudo con el uso de dispositivos de alta inmersión como cascos de Realidad Virtual (Klinger, Weiss, & Joseph, 2010).

2.5.2. Flexibilidad en el ajuste de parámetros

Los entornos virtuales se deben diseñar de manera que el terapeuta, pueda controlar de forma precisa e individualiza el nivel de complejidad y la intensidad de la terapia. Parámetros como la velocidad, tiempo, objetivos dependerán de la evolución propia de cada paciente para mantenerlo motivado y evitar frustración (Kizoni, Katz, & Lynne, 2004).

En los sistemas con realidad virtual se diseñan de manera tal que todos los parámetros se ajustan a las circunstancias del paciente y las terapias que queremos realizar, los elementos sensoriales, la posición del paciente, el papel del terapeuta conjuntamente con las interfaces y los datos que se desea recopilar.

2.5.3. Ajuste de la Retroalimentación

La retroalimentación en entornos virtuales es en su mayoría visual, ofrece una relación entre el movimiento ejecutado y el representado en pantalla, con el objetivo de lograr una mayor sensación de presencia en el entorno virtual.

2.5.4. Aspectos Cinemáticos

Los movimientos deben ser lo suficientemente similares a los realizados por una persona sana, incluyendo los aspectos cinemáticos como: movimientos de alcance, empuñadura, transporte y liberación de objetos, sin necesidad de crear movimientos diferenciados para un paciente con Ictus (Rabin & Gordon , 2004).

2.5.5. Perspectiva Visual

El nivel de inmersión en el entorno virtual depende de la perspectiva y el ángulo visual que se utilice, la visión en primera persona con un ángulo visual de 60° (Cameirão, Bermúdez, Duarte, & Verschure, 2010) donde se visualiza los miembros motores ayudan a la correcta ejecución de la terapia debido a que induce un activación más potente de las áreas motoras, aunque proporciona el mejor nivel de inmersión existe riesgo de provocar cybersickness, por lo que es recomendable utilizar en conjunto con una perspectiva en tercera persona, donde los movimientos son representados por un avatar (Ustinova, Perkins, Szostakowski, & Tamkei, 2010).

2.6. Robótica en la Fisioterapia

La robótica tiene especial atención en aplicaciones fisioterapéuticas, lo que supone la implementación de sistemas de control electrónicos, informáticos a sistemas mecánicos diseñados para asistir en la rehabilitación motora de seres humanos (Veerbeek, Langbroek, & Wegen, 2016), estos sistemas tienen la capacidad de guiar los movimientos de forma precisa y con distintos tipos de asistencia como los haría un terapeuta, con el objetivo de reentrenar o recuperar la función motora perdida (Prange, 2009).

Hace varios años que se desarrolla distintos equipos robóticos como instrumentos de entrenamiento y rehabilitación del miembro superior de personas con DCA, en los que se asiste al paciente en tareas significativas en actividades cotidianas que impliquen objetos reales o a través de ambientes virtuales (Colomer, 2017).

El diseño de estos equipos robóticos requiere múltiples consideraciones debido a la complejidad de la funcionalidad del miembro superior. El primer equipo de esta clase fue el MIT-manus el cual contaba con 2 DOF para asistir al movimiento de hombro y codo en tareas de alcance asociado a un ambiente virtual (Ziherl, Novak, Olenšek, Mihelj, & Munih, 2010).

2.6.1. Características Básicas de un Equipo Robótico para Rehabilitación

Un equipo robótico para rehabilitación tradicionalmente consiste de cinco componentes: Una estructura mecánica con al menos 3 grados de libertad para ejecutar una tarea específica, actuadores

eléctricos, hidráulicos, neumáticos para aplicar decenas de Newtons de fuerza, un ambiente diseñado para ejecutar tarea específicas, un secuencia específica, una unidad de control para generar las señales de control para el robot relacionadas con las condiciones del ambiente (Pignolo, 2009)

2.6.2. Aspectos de aprendizaje motor

De acuerdo con la sección anterior sobre aprendizaje motor, para que un equipo robótico sea una eficaz herramienta de rehabilitación se deben considerar:

- El sistema debe proporcionar la capacidad de ajustar con precisión la asistencia y fuerza ejercida en función de las condiciones únicas de cada paciente, además debe ser sensible en todo momento a los movimientos realizados por el paciente.
- El robot debe promover la propiocepción y la tensión espacial de manera que favorezcan la integración del sujeto y la sensación de su propio miembro en el espacio.
- El equipo debe ejecutar terapias con movimientos naturales en las que se relacione al máximo la orden motora y el movimiento ejecutado, ya que si no se ajusta con precisión se podría entorpecer esta relación.
- El robot debe tener un alto grado de inteligencia motora, es decir proporcionar un entorno interactivo capaz de adaptarse a los cambios que realice el paciente, para lo cual es fundamental una continua evaluación de parámetros y variables en términos cinéticos y cinemáticos.

- El sistema se debe de diseñar de forma que se pueda aumentar la complejidad de forma gradual a medida que el paciente progrese.
- Estos equipos deben ser una herramienta sinérgica con el trabajo del terapeuta siendo parte del programa de rehabilitación y no reemplazándolo como tal.

2.6.3. Tipos de Robots usados en la rehabilitación de extremidades superiores

Las funciones de los miembros superiores de un ser humano son variadas y complejas, por lo que al diseñar un sistema robótico se deben tener en cuenta varios factores de los cuales se desprenden varias categorías:

a) Según el lugar de aplicación de la fuerza

Los robots pueden aplicar la fuerza de distinta forma se distinguen dos grandes grupos: Los sistemas Actuador Final o End efector interactúan con el paciente a distancia utilizando un único punto de fijación distal, algunos sistemas de actuador final se han desarrollado para terapias bilaterales por medio de un segundo punto de acoplamiento distal al brazo sano, además de sistemas multi robot que pueden completar ejercicios de muñeca, hombro o codo por separado o al mismo tiempo (Loureiro & Smith, 2011). Por otro lado, sistemas de tipo exoesqueleto van unidos al miembro superior siguiendo la anatomía del brazo humano, pueden ser cinemáticamente equivalentes al miembro superior o ser diferentes con mayor número de grados de libertad lo que les permite un mayor control. (Colomer, 2017) Por último, encontramos a los robots basados en cables considerados una superposición entre el actuador final y el exoesqueleto donde los cables

se conectan a una férula o exoesqueleto para soportar el peso corporal pasivo, para controlar la altura, el par, y la orientación del miembro superior (Sheng, Zhang, Meng, Deng, & Xie, 2016), ver **Figura 11**.

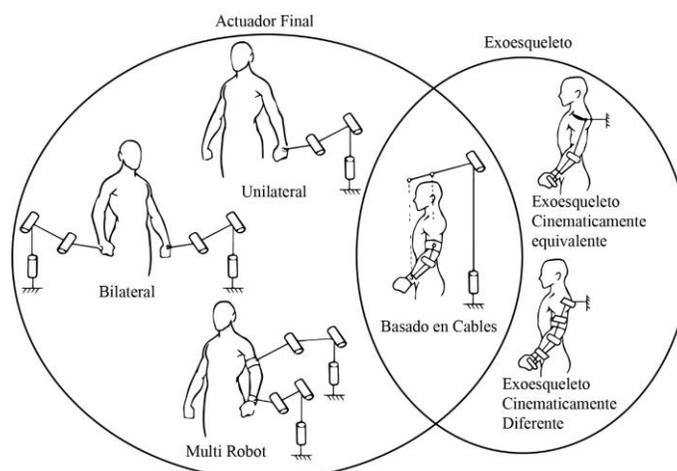


Figura 11. Tipos de Robots para Rehabilitación
Fuente: (Loureiro, Harwin, Nagai, & Johnson, 2011)

Los robots de tipo actuador final aplican la fuerza a distancia y son menos aparatosos que los exoesqueletos, liberando espacio para que el paciente realice sus movimientos, además reduce el miedo en el paciente a colocar la extremidad en un aparato que podría lastimarlo otra ventaja es que se acoplan fácilmente a los distintos tamaños de pacientes, su costo es inferior y son menos invasivos.

b) Según el tipo de asistencia

Dentro del campo de la fisioterapia existe dos tipos de terapias, la pasiva en la cual se aplican técnicas sin la necesidad de incluir el movimiento voluntario del paciente, en el caso de que hubiera movimiento, es el especialista el que genera cualquier tipo de movimiento mientras que existe una colaboración del paciente. Por otro lado, se tiene la terapia activa, en la cual el paciente es el que

genera el movimiento mediante maniobras o ejercicios, además de la colaboración física y mental del paciente.

El tipo de asistencia puede ser pasiva o activa: En la pasiva el Robot es el encargado de mover el miembro muscular afectado al paciente y en la activa el paciente mueve el miembro muscular con una mínima asistencia del robot.

En el caso de DCA se puede distinguir los sistemas de tipo activos asistidos en donde el equipo robótico proporciona asistencia para completar movimientos, esto se logra mediante mecanismos de asistencia de peso con lo que se logra des gravitar el miembro afectado. Según (Krabben, y otros, 2012) estos mecanismos tienen altos beneficios a nivel funcional motor en sujetos con DCA crónico (Runnalls, Anson, Wolf, & Byblow, 2014).

c) Según el control de la trayectoria

Se pueden distinguir dos tipos: una estrategia basada en la trayectoria deseada en la cual existe retroalimentación de la tarea realizada y la deseada, y otra de trayectorias no específicas en la cual se deja al paciente en total libertad de movimiento (Casadio, y otros, 2009).

d) Según los grados de libertad de movimiento

Habido un avance progresivo en los equipos robóticos destinados a la rehabilitación en primer lugar aparecieron en sistemas para las articulaciones de hombro y codo, luego a partir del

2003 se introdujo sistemas para la muñeca y dedos, últimamente existen mecanismos para la rehabilitación de miembros parético de forma unilateral y bilateral los cuales poseen diferentes grados de libertad (Colomer, 2017).

2.7. Escala de valoración muscular de Daniels

La escala Daniels sirve para realizar una valoración muscular analítica en un rango de 6 niveles, además es la más utilizada y validada mundialmente. La valoración que se le asigna a un balance muscular incluye factores subjetivos y objetivos. Para los subjetivos interviene la impresión del especialista en cuanto a la resistencia. Los objetivos están relacionados con la amplitud de movimiento si el paciente puede o no completarla, o si la posición es mantenida o no. Este test es muy importante para determinar un diagnóstico funcional con el grado correcto dentro de la escala, y de esta manera empezar el tratamiento con el tipo de terapias más idóneas para el paciente (Ordoñez López, y otros, 2015). La escala numérica está en un rango de 0 a 5 y se la puede observar en la **Tabla 4**.

Tabla 4

Escala Daniels

Grado	Contracción
0	Ausencia de contracción
1	Contracción visible o palpable, pero sin movimiento activo
2	Movimiento activo, sin vencer la gravedad ni la resistencia
3	Movimiento activo que vence la gravedad, pero no vence la resistencia
4	Movimiento activo en toda su amplitud, vence la gravedad y una resistencia moderada
5	Fuerza normal. Movimiento activo, vence la gravedad y la resistencia

2.8. Equipos robóticos comerciales.

Muchos son los equipos robóticos a nivel internacional con contenido y desarrollo científico sobre la rehabilitación de extremidades superiores, a continuación, se describen las características y avances tecnológicos de los equipos que lideran el mercado mundial:

DIEGO es un dispositivo de rehabilitación de Tyromotion una empresa austriaca en el campo de la rehabilitación robótica, el dispositivo basado en cables que permite la rehabilitación brazo y hombro **Figura 12**. Utiliza un sistema activo pasivo de compensación inteligente de la gravedad a través de cuerdas hace que los brazos se sientan más livianos y permite el movimiento fisiológico de los brazos en todas las fases de la rehabilitación, el control de trayectoria es específico, mediante realidad virtual se provee la retroalimentación al paciente, en la guía de movimientos para el entrenamiento orientado a tareas con objetos reales (Tyromotion GmbH, 2017).



Figura 12. Equipo de Rehabilitación Diego
Fuente: (Tyromotion GmbH, 2017).

Armeo Spring posee un sistema de suspensión regulable del miembro superior de tipo semi exoesqueleto con base fija no cinemáticamente equivalente, además integra entornos virtuales de diferente complejidad. El sistema de asistencia permite al robot analizar la intención del movimiento del paciente con lo que se obtiene una asistencia pasiva. También a nivel distal integra un sistema que detecta la presión de empuñadura, pudiéndose ajustar su sensibilidad en función de la situación del paciente **Figura 13**. Para el control de trayectoria se aplica la retroalimentación de la tarea realizada y la deseada, los entornos virtuales están diseñados para ofrecer distintos niveles de dificultad en diversos parámetros como son: dirección de los movimientos, velocidad y área de desplazamiento. Además, el equipo robótico incorpora un sistema el cual permite calibrar el espacio de trabajo en función de la movilidad activa que tenga el paciente y tiene la capacidad de medir y ofrecer información sobre parámetros del movimiento como resistencia, fuerza, rango y coordinación (Hocoma, 2018).



Figura 13. Equipo de Rehabilitación Armeo Spring
Fuente: (Hocoma, 2018)

Armotion es un dispositivo de rehabilitación de Reha Technology una empresa suiza, de tipo actuador final unilateral el cual integra una variedad de características para maximizar el efecto de la terapia con un control de trayectoria deseada, en donde la motivación del paciente aumenta a través de la retroalimentación visual de las múltiples funciones del juego relacionadas con actividades de la vida diaria, está enfocado para pacientes con trastornos neurológicos y ortopédicos severos y moderados de la extremidad superior **Figura 14**. Las opciones de terapia pasiva permiten que los pacientes en etapa temprana experimenten y aprendan con seguridad los movimientos del hombro y el codo. También el dispositivo posee una tecnología de asistencia activa que mejora la experiencia de la terapia y desafía al paciente en el entrenamiento cognitivo en la memoria y la secuenciación para complementar las ganancias en el movimiento y la fuerza (Reha Technology, 2015).



Figura 14. Dispositivo Armotion
Fuente: (Reha Technology, 2015).

A nivel institucional se desarrollan varias tesis en el campo de fisioterapia en la cual destaca la tesis de Juan Muñoz y Rafael Rodríguez con el tema Diseño y construcción de una plataforma interactiva para fisioterapia continua pasiva para lesiones del hombro con el uso del dispositivo Kinect. El cual presenta un dispositivo basado en cables combinado a un exoesqueleto impreso en 3D, fusionado con el dispositivo Kinect permite el control de movimiento por el paciente, mediante la terapia de espejo efectuada con el brazo sano (Muñoz & Rodríguez, 2017), ver **Figura 15**.



Figura 15. Tesis Rehabilitación de hombros con Kinect
Fuente: (Muñoz & Rodríguez, 2017).

CAPÍTULO III.

DISEÑO DE CONCEPTO

El presente capítulo aborda el desarrollo de un producto mecatrónico, para la cual se desarrollará el concepto de solución, lo cual requiere una combinación interdisciplinaria de electrónica, mecánica y tecnología de la información, para esto se utilizará la metodología de diseño para sistemas mecatrónicos mediante la norma VDI 2206 (Casner, Renaud, Houssin, & Knittel, 2012).

3.1. Modelo en V

El modelo que se muestra en la **Figura 16** describe el procedimiento genérico para el diseño de productos para lo cual se desglosa la función general en funciones principales, a su vez en subfunciones, son asignados elementos de solución y el desempeño de la función se prueba en el contexto del sistema. Sin embargo, un producto mecatrónico complejo no se produce dentro de un macro ciclo más bien se requieren varios ciclos (Verein Deutscher Ingenieure, 2004).

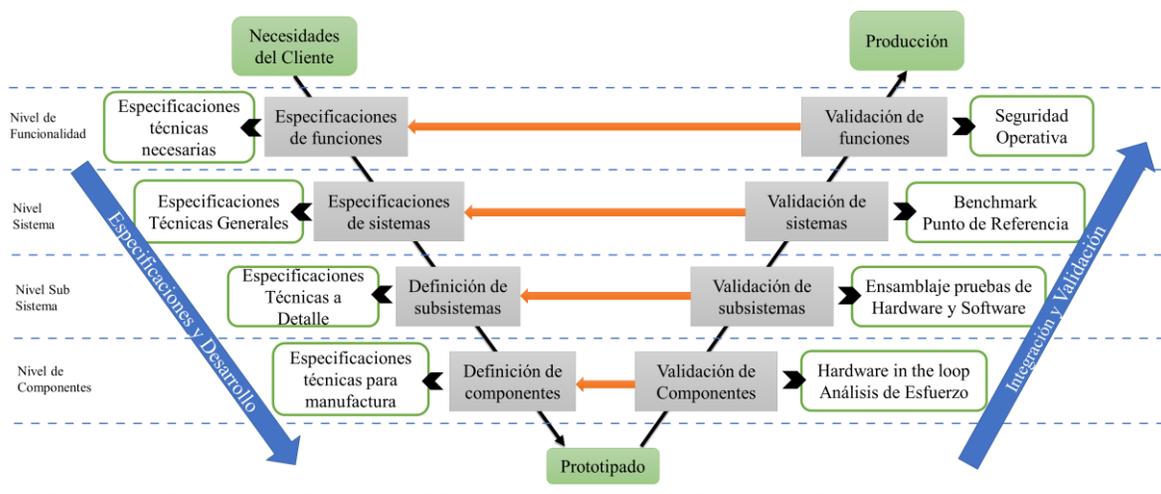


Figura 16. Norma VDI

3.2. Especificaciones y desarrollo

3.2.1. Necesidades del cliente

A menudo las necesidades del cliente, se expresan generalmente en el lenguaje verbal del cliente (Ulrich, 2013). Las necesidades primarias para el equipo robótico se muestran en la **Tabla 5** las mismas que se obtuvieron con la guía y experiencia de la Fisioterapeuta Dra. Sandra Hurtado a través de su centro de fisioterapia ubicado en la parroquia Santa Rosa del cantón Ambato.

Tabla 5

Necesidades del Cliente

N°	Necesidad	Importancia
1	Tiene una larga vida útil	4
2	Es de fácil acceso para mantenimiento	3
3	No se contamina con polvo o agua	4
4	Permite realizar un mantenimiento con herramientas sencillas	3
5	Es fácil de instalar	3
6	Es fácil de usar para cualquier tipo de persona	4
7	Se ajusta a una amplia variedad de usuarios	5
8	Que se pueda usar en varios ambientes	4
9	Que no gaste mucho la luz	3
10	Que tenga un color bonito	2
11	Que ocupe poco espacio	2
12	Económico	4
13	Que tenga bajo ruido	4
14	Que sea seguro	5
15	Que tenga un registro de datos	4
16	Amigable con el paciente	3
17	Cómodo	4
18	Que pueda medir los parámetros fisiológicos del paciente	3
19	Amigable con el medio ambiente	3
20	Que tenga precisión en los movimientos	5
21	Movimientos Suaves	4
22	Que use movimientos programados	4
23	Que la terapia no sea aburrida	4
24	Que sea liviano	3
25	Que tenga varios tipos de terapia	4

Donde 1 corresponde a la menor importancia y 5 a la mayor.

3.2.2. Métricas

Las métricas más útiles son aquellas que reflejan, en forma tan directa como es posible, el grado al cual el equipo robótico satisface las necesidades del cliente. En la **Tabla 6** se muestran una lista de métricas que corresponden a las características funcionales.

Tabla 6

Lista de métricas para el equipo robótico.

N°	Métrica	Importancia	Unidades
1	Ciclo de vida del producto	4	años
2	Tiempo de desensamble y ensamble para mantenimiento	3	minutos
3	Grado de Protección	4	IP
4	Herramientas especiales necesarias para el mantenimiento	3	Lista
5	Manual de instalación	3	Lista
6	Tiempo de puesta en marcha	4	Segundos
7	Cumplimiento de características antropométricas	5	Si/No
8	Uso de materiales según norma AISI	4	Lista
9	Consumo Eléctrico	3	Watts
10	Estética	2	Subjetivo
11	Dimensiones	2	Centímetros
12	Costo unitario de manufactura	4	Dólares
13	Nivel de presión acústica	4	dB
14	Sistemas Redundantes	5	Lista
15	Base de datos	4	Registros
16	Interfaz Grafica	3	Subjetivo
17	Ergonomía	4	Subjetivo
18	Numero de Variables medidas	3	Lista
19	Diseño para el ambiente	3	Ciclos
20	Precisión	5	Porcentaje
21	Velocidad de desplazamiento	4	m/s
22	Modos de operación	4	Lista
23	Entretenimiento	4	Subjetivo
24	Peso total	3	Kg
25	Numero de Juegos	4	Lista

Donde 1 corresponde a la menor importancia y 5 a la mayor.

3.2.3. Desarrollo de la función de la calidad (QFD)

Es una técnica de planificación multifuncional estructurada, que se utiliza para escuchar la voz de los clientes en todas la etapas de desarrollo, ingeniería y fabricación (Rajesh & Malliga, 2013) La relación entre necesidades y métricas es importante para todo el concepto de especificaciones, (Ulrich, 2013), en el **Anexo 3** se muestra la matriz completa la cual, proporciona una priorización de qué características son las más prioritarias a añadir, y cuáles no son necesarias (Garibay, Gutierrez, & Figueroa, 2010). La **Tabla 7** muestra un resumen de los resultados del análisis QFD.

Tabla 7

Resumen Análisis QFD

N° Fila	Características de Calidad (a.k.a. "Especificaciones" o "COMOs")	Minimizar (▼), Maximizar (▲), u Objetivo (x)	Máximo Valor de Relación	Peso de la Especificación	Importancia Relativa
1	Ciclo de vida del producto	▲	9	86,81	4,66%
2	Tiempo de desensamble y ensamble para mantenimiento	x	3	47,25	2,54%
3	Grado de Protección	▲	9	113,19	3,71%
4	Herramientas necesarias para el mantenimiento	▲	9	72,53	2,83%
5	Manual de instalación	▼	9	64,84	3,13%
6	Tiempo de puesta en marcha	▼	9	80,22	2,36%
7	Cumplimiento de características antropométricas	x	3	75,82	4,07%
8	Uso de materiales según norma AISI	▲	9	120,88	6,49%
9	Consumo Eléctrico	▼	9	57,14	2,36%
10	Estética	▲	9	37,36	2,18%
11	Dimensiones	▼	9	84,62	2,30%
12	Costo unitario de manufactura	▼	9	126,37	6,78%
13	Nivel de ruido	▲	9	62,64	3,36%
14	Sistemas Redundantes	▲	9	132,97	7,13%
15	Base de datos	x	9	53,85	2,89%
16	Interfaz Grafica	x	9	103,30	5,54%
17	Ergonomía	▲	9	78,02	4,19%
18	Numero de Variables medidas	▲	3	61,54	3,30%
19	Diseño para el ambiente	▲	9	58,24	3,13%
20	Precisión	▲	9	154,95	8,31%
21	Velocidad de desplazamiento	▲	9	87,91	4,72%
22	Modos de operación	▲	3	74,73	4,01%
23	Entretrenimiento	▲	9	46,15	2,95%
24	Peso total	▼	9	43,96	2,12%
25	Numero de Juegos	▲	9	92,31	4,95%

Los resultados de importancia de las métricas se pueden apreciar mejor de manera gráfica, en orden de importancia del centro hacia afuera de la circunferencia ver **Figura 17**.

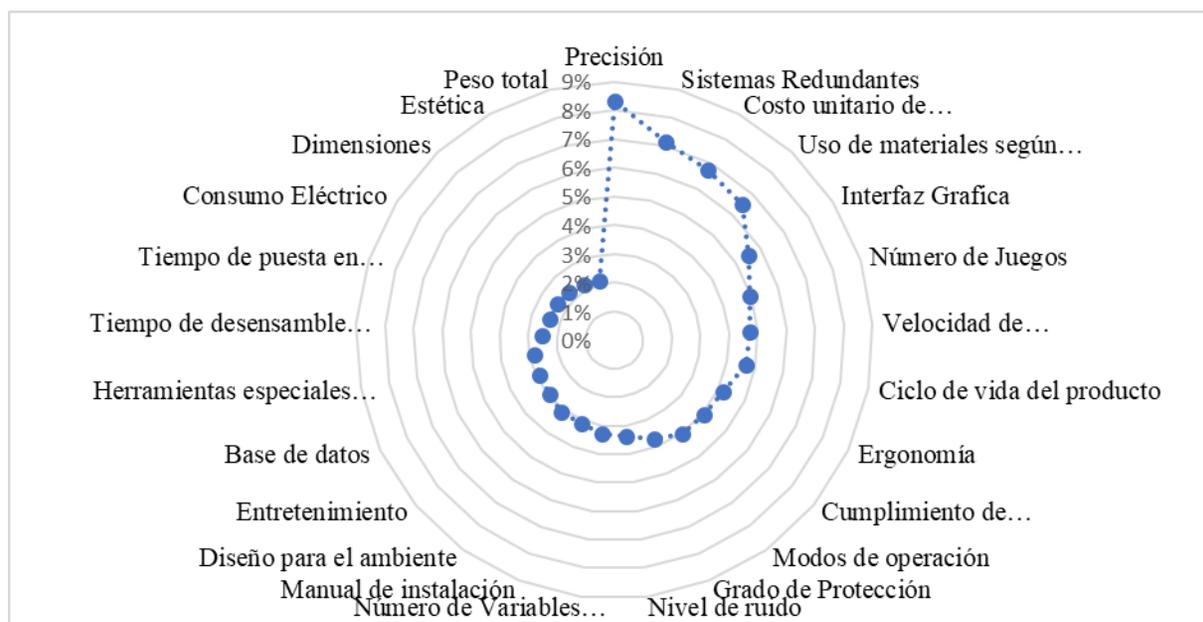


Figura 17. Importancia Relativa

Las métricas más representativas en el desarrollo del equipo robótico son: la Precisión con un (8,31%), el uso de Sistemas Redundantes (7,13%) es lógico ya que son necesarios para proteger y preservar el estado del paciente, el Costo Unitario de Manufactura (6,78%) y El uso de materiales según la norma AISI con un (6,49%) son factores que intervienen directamente en la parte económica, Luego encontramos al Interfaz Gráfica(5,54%) y al Número de Juegos(4,95%) útiles para mantener el interés y motivación del paciente, seguidamente la Ergonomía(4,19%) y al Cumplimiento de características antropométricas(4,07%), Dejando de lado las Dimensiones(2,30%) la Estética(2,18%) y el Peso total(2,12%).

3.3. Especificaciones de funciones

3.3.1. Comparación de la competencia

La información de la competencia se emplea para analizar y acordar el posicionamiento que tendrá el equipo robótico con respecto a equipos existencias tanto nacionales como internacionales, es necesario reunir información sobre equipos de la competencia para apoyar las decisiones de posicionamiento.

La **Tabla 8** muestra la comparación entre las especificaciones de los equipos existentes en el mercado, donde las columnas corresponden a productos y las filas son las métricas establecidas, obtenidas de hojas técnicas, manuales y catálogos de la competencia, los cuales son: Diego (Tyromotion GmbH, 2017), Armeo Spring (Hocoma, 2018) y Armotion (Reha Technology, 2015) con el objetivo de reconocer cuáles son los aspectos a mejorar para ser más competitivos.

Tabla 8

Comparación con la competencia basada en métricas

N°	Métrica	Unidades	Diego Tyromotion	Armeo Spring Hocoma	Armotion Reha Technology
3	Grado de Protección	IP	IPX0	No info	No info
5	Manual de instalación	Lista	50 hojas	48 hojas	52 hojas
6	Tiempo de puesta en marcha	Segundos	240seg	300seg	45seg
7	Cumplimiento de características antropométricas	Si/No	Si	Si	Si
8	Uso de materiales según normas	Lista	IEC 60601-1 2006 CISPR 11 IEC 61000-3-2	IEC 60601-1 93/42/EEC	ISO 13485:2012 ICE60601-1- 2:2010 ISO 14971:2012
9	Consumo Eléctrico	Watts	500W	1200W	150W
11	Dimensiones	Centímetro LxWxH	90x128x240cm	81x75x125cm	74x120x200cm
12	Costo unitario de manufactura	Dólares	\$93000		

CONTINÚA →

15	Base de datos	Registros	7	8	14
16	Interfaz Gráfica	Subjetivo	Todo en Uno ASUS	Pantalla plana 24" con parlantes integrados	PC Screen
17	Ergonomía	Subjetivo			
18	Número de Variables medidas	Lista	4 ángulo 4 de tensión 4 velocidad	7 ángulo 1 presión	1 ángulo 2 velocidad 2 de posición
19	Diseño para el ambiente	Ciclos	-	-	-
20	Precisión	Porcentaje	1.7cm- cuerda 1 m	< 0,2 grados	
21	Velocidad de desplazamiento	m/s	2,5m/s		
22	Modos de operación	Lista	3 modos	1 modo	1 modo
24	Peso total	Kg	55 kg	82 kg	15 kg
25	Número de Juegos	Lista	10	> 20	5
26	Compensación de la gravedad	Lista	Si	Si	Similar

3.3.2. Valores objetivos y marginalmente aceptables

Se consideran dos tipos de valores objetivos: un valor ideal y un valor marginalmente aceptable. El valor ideal es el mejor resultado que puede tener el equipo robótico, el valor marginalmente aceptable es el valor de la métrica que apenas haría viable el producto, a partir de estos datos se puede guiar las siguientes etapas en el desarrollo de la norma en V (Ulrich, 2013). La **Tabla 9** muestra las especificaciones objetivo para el equipo robótico.

Tabla 9
Especificaciones Objetivo

Nº	Métrica	Unidades	Valor Marginal	Valor Ideal
3	Grado de Protección	IP	IPX0	
5	Manual de instalación	Lista	52	< 40
6	Tiempo de puesta en marcha	Segundos	270	< 240
7	Cumplimiento de características antropométricas	Si/No	Si	Si

CONTINÚA →

8	Uso de materiales según norma AISI	Lista	IEC 60601-1	ISO 13485:2012 ICE60601-1-2:2010 ISO 14971:2012
9	Consumo Eléctrico	Watts	Entre 500 a 1200	< 500
11	Dimensiones	Centímetros	81x128x200	74x75x125
12	Costo unitario de manufactura	Dólares		< 93000
15	Base de datos	Registros	7	14
16	Interfaz Gráfica	Subjetivo	Pantalla PC	Todo en Uno ASUS
18	Número de Variables medidas	Lista	1 ángulo 2 velocidades	4 ángulo 4 velocidad 2 posición
20	Precisión	mm		
21	Velocidad de desplazamiento	m/s		
22	Modos de operación	Lista	2 modo	> 3modos
24	Peso total	Kg	< 55	< 82kg
25	Número de Juegos	Lista	4	>4
26	Compensación de la gravedad	Lista	Similar	Si

3.4. Especificaciones de sistemas

3.4.1. Generación de conceptos

Después de identificar el conjunto de necesidades del cliente y establecer especificaciones del equipo, el concepto de un producto es una descripción aproximada de la tecnología, principios de trabajo y forma del producto. Es una descripción concisa de la forma en que el producto va a satisfacer las necesidades del cliente (Ulrich, 2013).

La **Figura 18** muestra el modelo de caja negra propuesto por (Ulrich, 2013), en donde las líneas continuas finas denotan la transferencia y conversión de energía, la continuas gruesas, representan el movimiento de material dentro del sistema, y las líneas discontinuas son las señales de flujos de

control y retroalimentación dentro del sistema, esta caja negra representa la función general del producto. El resultado que se muestra en la **Figura 19** es un diagrama funcional, que contiene subfunciones conectadas por energía, material, y flujos de señal.

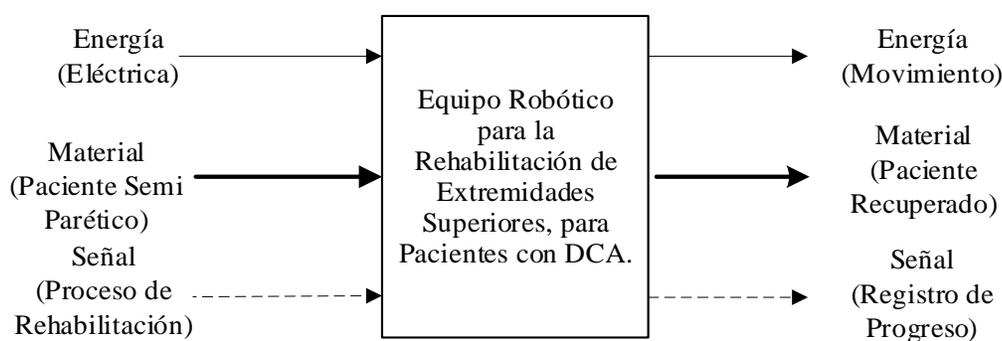


Figura 18. Modelo de Caja Negra

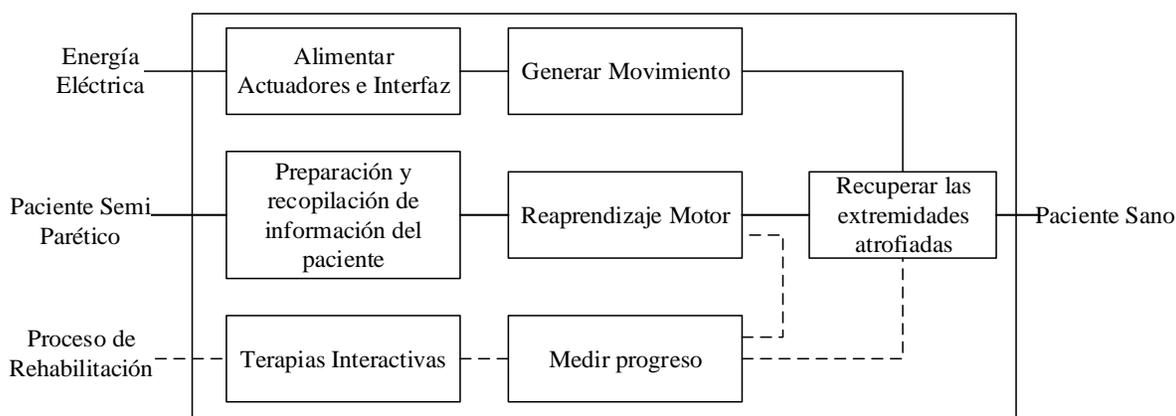


Figura 19. Diagrama de Subfunciones

Este diagrama permite descomponer un problema complejo para un robot como es la rehabilitación de extremidades superiores y dividirlo en problemas más sencillos de tal forma que se puedan enfocar los esfuerzos en las subfunciones que sean claves para el funcionamiento del prototipo A partir de la cual se desarrollará y refinará un equipo robótico capaz de recuperar la movilidad en extremidades atrofiadas.

3.4.2. Selección y evaluación de conceptos

Luego de una búsqueda externa, por medio de entrevistas a usuarios líderes, consulta a expertos, búsqueda de patentes y búsqueda de literatura publicada se realiza una selección y evaluación de conceptos a nivel sistema expuesto en **Figura 20**.

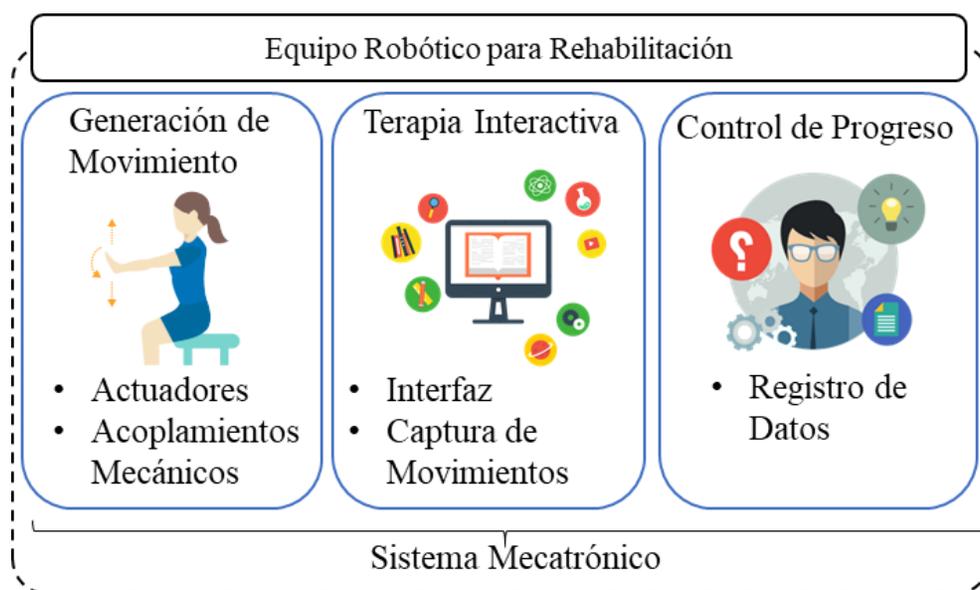


Figura 20. Diagrama a nivel Sistema

Para la selección de conceptos se asignó una ponderación de acuerdo a la importancia de cada criterio, se plantea tres alternativas y se les califica del 1 al 3, donde 3 es la calificación más alta y 1 es la calificación más baja, de acuerdo a su utilidad en referencia al criterio analizado. Conforme a la calificación de cada alternativa en función de la ponderación del criterio se obtiene un porcentaje que indica la prioridad de elección a tener en cuenta.

Alternativas de solución concepto de Generación de movimiento

Para la selección del sistema de generación de movimiento se consideren los tipos de robots utilizados en rehabilitación de extremidades superiores los cuales son: Exoesqueleto, Actuador final y Basado en Cables. Para evaluar entre las opciones se consideran los criterios de:

- **Invasivo:** Se considera el nivel de aparataje del dispositivo, ya que si es excesivo producirá malestar y temor del paciente, afectando en su motivación.
- **Grados de Libertad:** este criterio analiza la capacidad de movimiento del dispositivo necesarios producir movimientos similares a los de una persona sana.
- **Espacio de Trabajo:** este criterio analiza la libertad con que el paciente puede realizar las terapias relacionado con la amplitud de movimientos.
- **Tamaño:** Analiza las dimensiones en largo, ancho y altura.

El proceso para la selección de la alternativa se lleva a cabo mediante una hoja de cálculo con el objetivo de diferenciar matemáticamente los pros y contras de cada una de las alternativas en función de los diferentes criterios a través de la **Tabla 10**, y **Tabla 11**.

Tabla 10

Evaluación de la ponderación de criterios - Generación Movimiento

Criterio	Tamaño	Espacio de Trabajo	Grados de Libertad	Invasivo	$\Sigma +1$	Ponderación
Tamaño		1	0	1	3	27%
Espacio de Trabajo	1		0	0	2	18%
Grados de Libertad	0	0		1	2	18%
Invasivo	1	1	1		4	36%
Total					11	100%

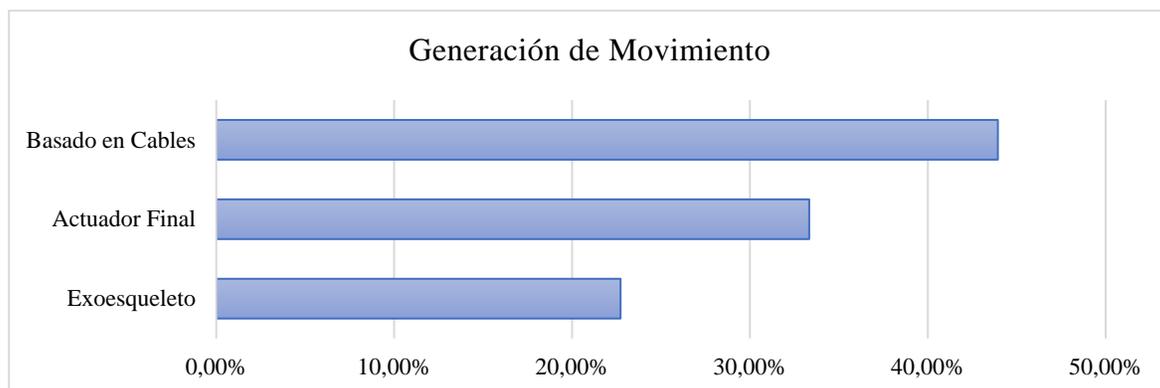
El peso específico de cada criterio es el siguiente:

Invasivo > Grados de Libertad > Espacio de Trabajo > Tamaño

Tabla 11*Calificación de las alternativas - Generación Movimiento*

Alternativa	Tamaño	Espacio de Trabajo	Grados de Libertad	Invasivo
Exoesqueleto	1	1	3	1
Actuador Final	2	2	2	2
Basado en Cables	3	3	1	3
Σ	6	6	6	6

Acorde a la **Figura 21** se selecciona como sistema de generación de movimiento a los robots basados en cables por que combinan los beneficios de los tipo actuador final y exoesqueletos, presentan características ventajosas ya que son menos aparatosos que los exoesqueletos, además el paciente tiene más espacio para realizar los movimientos, otra ventaja es que se acoplan fácilmente a los distintos tamaños de pacientes, su costo es inferior y son menos invasivos.

**Figura 21.** Calificación Alternativas de Generación de Movimientos**Alternativa de Solución concepto de Terapia interactiva**

Para el concepto de terapia interactiva se propone una retroalimentación visual y auditiva de manera que el paciente interactúe con objetos virtuales y reales de forma que realice tareas a manera de juegos con el objetivo de cumplir objetivos diversos, en actividades diferentes manteniendo el interés y la motivación, proveyendo además un medio que permita la variabilidad de parámetros

de la tarea como incrementar la dificultad e intensidad de la terapia, para lo cual se consideran las tres tecnologías de mayor crecimiento en la actualidad, Realidad Virtual, Realidad Aumentada y Realidad No inmersiva. Para evaluar las opciones se consideran los criterios de:

- **Retroalimentación:** este criterio analiza el nivel de retroalimentación posible de cada una de las tecnologías, con el objetivo de proporcionar un nivel de inmersión suficiente para dar la sensación adecuada en el paciente, de manera que relacione los movimientos ejecutados y los representados en el entorno virtual.
- **Interface:** Este criterio analiza el tipo de dispositivo como pantalla, casco de realidad virtual, así como el tipo de perspectiva que puede utilizarse en los juegos interactivos.
- **Programación:** El análisis de la plataforma de programación que se seleccionará es importante debido a que se estará analizando la relación con el usuario y facilidad de manejo.
- **Cybersickness:** este criterio analiza el riesgo de cada tecnología de producir cybersickness, ya que sus efectos son totalmente indeseables en una persona con DCA.

La evaluación de estos criterios se realiza en la **Tabla 12** y **Tabla 13**.

Tabla 12

Evaluación de la ponderación de criterios – Terapia Interactiva

Criterio	Interface	Programación	Cybersickness	Retroalimentación	$\Sigma +1$	Ponderación
Interface	1	0	1	1	3	38%
Programación	0	1	0	0	1	13%
Cybersickness	1	0	1	0	2	25%
Retroalimentación	1	0	0	1	2	25%
				Total	8	100%

El peso específico de cada criterio es el siguiente:

Interface > Cybersickness > Retroalimentación > Programación

Tabla 13

Calificación de las alternativas – Terapia Interactiva

Alternativa	Interface	Programación	Cybersickness	Retroalimentación
Realidad Virtual	3	1	1	1
Realidad No inmersiva	2	3	3	2
Realidad Aumentada	1	2	2	2
Σ	6	6	6	5

Basado en este análisis, la **Figura 22** muestra los resultados y por lo tanto se selecciona a la realidad no inmersiva ya que posee el menor porcentaje de riesgo en cybersickness además de una buena ponderación en cuanto a retroalimentación.

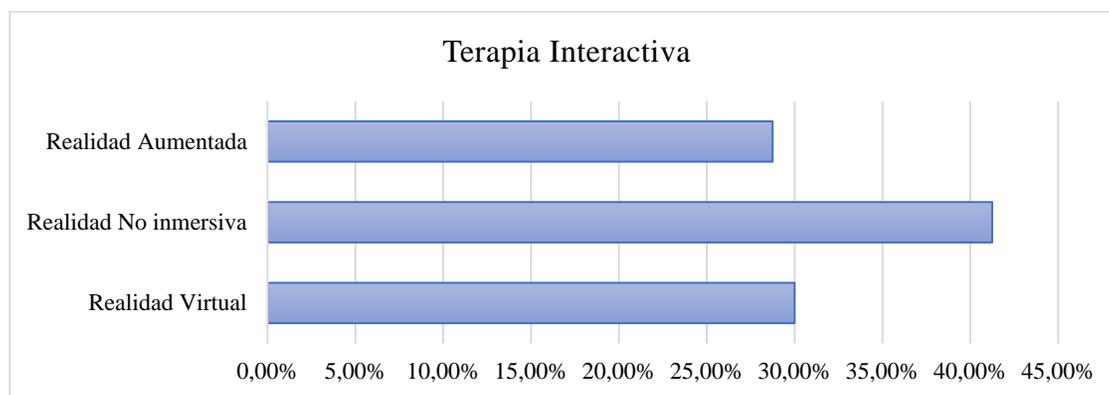


Figura 22. Calificación de alternativas Terapia Interactiva

Alternativa de Solución concepto de Control de Progreso

Para el concepto de control de progreso se evalúa entre la toma de datos tradicional con un historial médico con datos de relevancia del paciente, la toma de datos manual y una base de datos automática, los criterios de evaluación son:

- **Integridad:** Este parámetro se refiere a la consistencia y la validez de los datos almacenados.
- **Número Registro:** Se consideran la cantidad de variables que se pueden ingresar o almacenar con las diferentes alternativas.
- **Histogramas:** Este criterio toma en cuenta la capacidad para realizar histogramas y gráficas de progreso, a lo largo de la terapia.
- **Seguridad:** Se analiza la seguridad, acceso de los datos y la preservación de los datos.

La evaluación de estos criterios se realiza en la **Tabla 14** y **Tabla 15**.

Tabla 14

Evaluación de la ponderación de criterios – Control de Progreso

Criterio	Integridad	Número Registros	Histogramas	Seguridad	$\Sigma +1$	Ponderación
Integridad		1	1	0	3	25%
Número Registros	1		0	0	2	17%
Histogramas	1	1		1	4	33%
Seguridad	1	1	0		3	25%
				Total	12	100%

El peso específico de cada criterio es el siguiente:

Histogramas > Integridad > Seguridad > Número de registros

Tabla 15

Calificación de las alternativas – Control de Progreso

Alternativa	Integridad	Número Registros	Histogramas	Seguridad
Toma de Datos Manual	1	1	0	1
Base de Datos	3	3	3	3
Historial Medico	2	2	1	2
Σ	6	6	4	6

Basado en el análisis de **Figura 23** y por lo tanto se selecciona a la base de datos ya que permite la realización de gráficos de históricos de datos donde será más fácil llevar un control del progreso del paciente, además de proveer la integridad de los datos

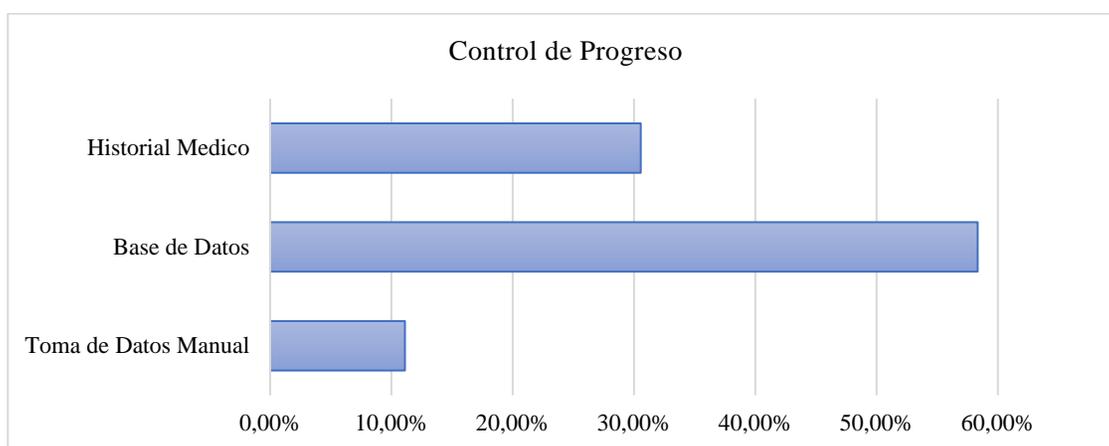


Figura 23. Calificación de alternativas Control de Progreso

Luego de evaluar distintas alternativas en resumen los conceptos a utilizarse en este proyecto son:

Generación de Movimiento, mediante un robot basado en cables, **Terapia Interactiva** con Realidad Virtual no Inmersiva, y Base de datos para el **Control de progreso**.

CAPÍTULO IV.

DISEÑO DE DETALLE

En el presente capítulo, se realizará la definición de sistemas secundarios para los conceptos seleccionados en el Diseño a nivel sistema, además se abordará la arquitectura del equipo robótico en donde se considerará los aspectos funcionales y físicos. El resultado de este proceso es la disposición geométrica final, sub sistemas y documentación de las interacciones entre los mismos.

4.1. Establecimiento de la arquitectura

Un esquema es un diagrama que representa la idea que se quiere implementar de los elementos constitutivos del producto (Ulrich, 2013). La

Figura 24. *Arquitectura del Equipo de Rehabilitación Robótico*

muestra la arquitectura general del equipo robótico para rehabilitación.

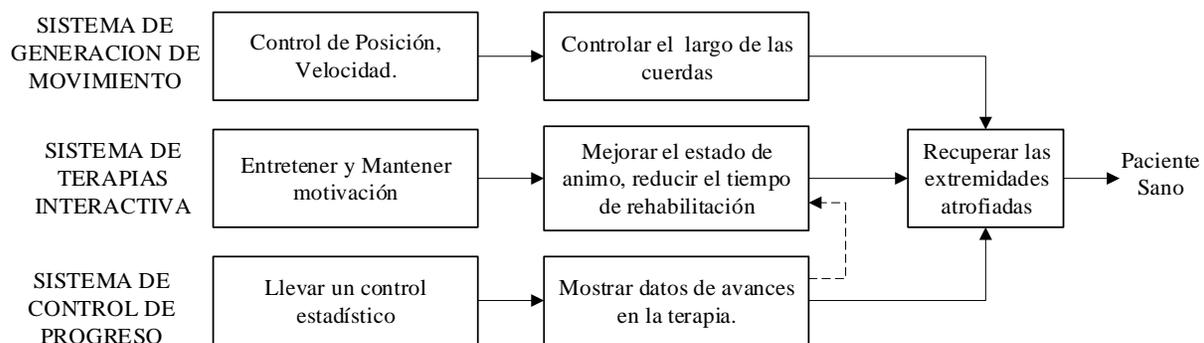


Figura 24. Arquitectura del Equipo de Rehabilitación Robótico

El siguiente diagrama **Figura 25** muestra un esquema de la interrelación de los 8 trozos que conforman la arquitectura propuesta para el equipo de rehabilitación robótico.

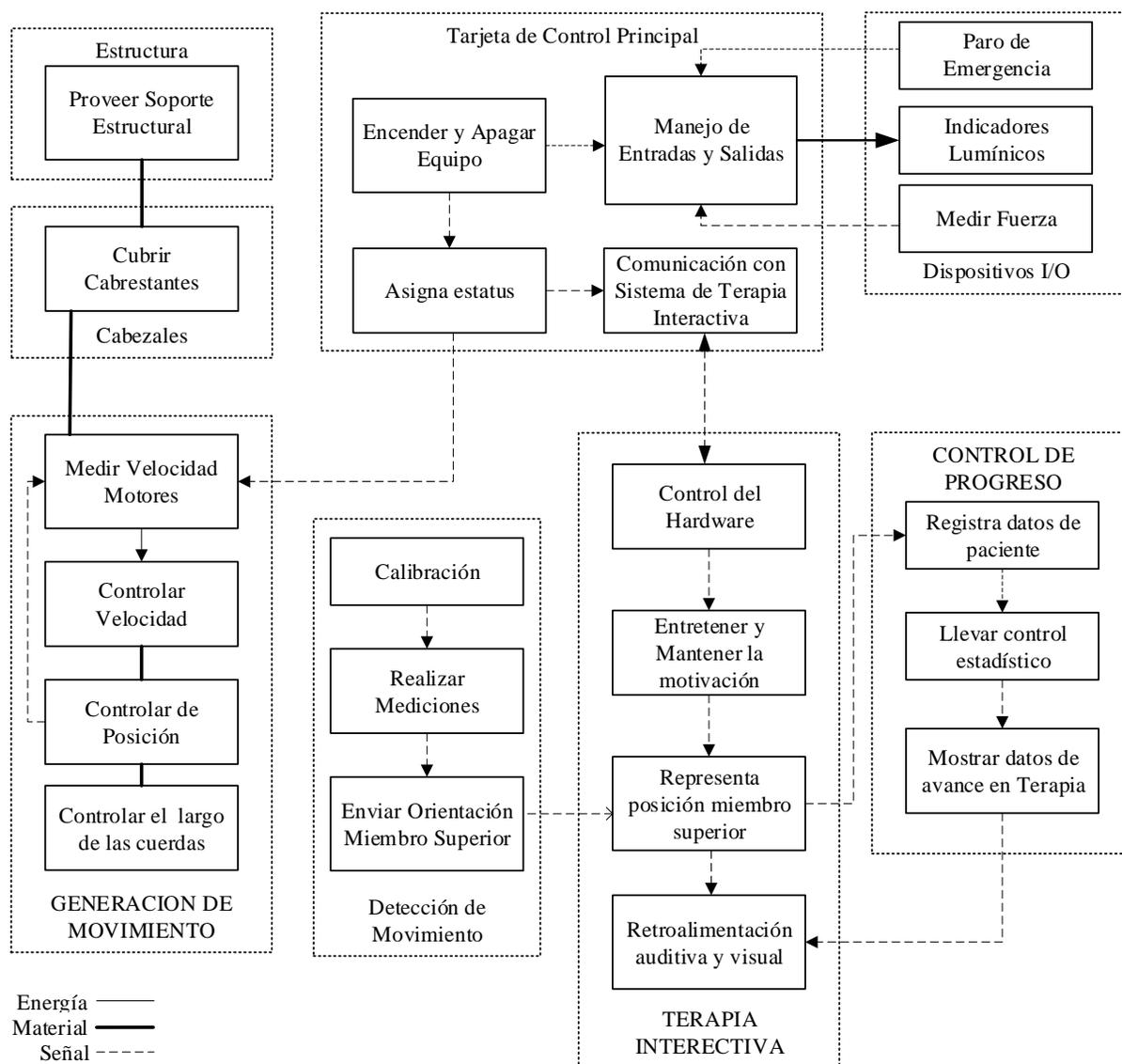


Figura 25. Esquema del equipo robótico para rehabilitación de extremidades superiores

Una vez establecida la arquitectura se procede al diseño y selección de componentes para cada uno de los subsistemas teniendo en cuenta arquitectura modular de ranura. Debido a que la arquitectura tiene implicaciones para las subsiguientes actividades de desarrollo, como la manufactura e implementación, se establece como una tarea interfuncional.

4.1.1. Determinación del espacio de trabajo

Una de las características más importantes del robot mediante cables es el espacio de trabajo, es decir, el espacio compuesto por las posiciones del elemento final a partir de un punto de referencia centro de masa. Para lo cual se consideró el movimiento de circunducción del hombro, se utilizaron las mediadas antropométricas de los afros ecuatorianos ya que esta parte de la población ecuatoriana, presenta la talla más grande, medida desde el hombro a la punta de los dedos estas mediadas se presentan en la **Tabla 16**.

Tabla 16

Mediadas Antropométricas Hombres Afro ecuatorianos

Longitud	5%	50%	95%
Hombro - Codo	34.73	38.99	43.24
Codo - Mano	43.15	47.76	52.37

Fuente: Tomado de Anexo 1.

Los rangos para los diferentes tipos de movimiento considerados para el diseño del equipo robótico se muestran en la **Tabla 17**. No se considera la extensión vertical, ni la extensión horizontal ya que están fuera del **sector de accesibilidad** y posición normal de equilibrio.

Tabla 17

Rangos de movimiento considerados en el diseño.

Movimientos del Hombro	Rango Natural	Rango Considerado
Flexión	0 a 180°	0 a 180°
Extensión	0 a -50°	0
Aducción	0 a 45°	0 a 45°
Abducción	0 a 180°	0 a 180°
Flexión horizontal	0 a 140°	0 a 140°
Extensión horizontal	0 a -30°	0
Rotación del eje longitudinal	0 a 95°	0 a 80°

Con estos datos y con el uso de un modelo anatómicamente correcto de un humanoide en el entorno Unity 3D se construyeron las curvas de movimiento para cada uno de los planos, para luego mediante un prisma cuadrangular encajar cada una de las curvas con el objetivo de determinar el largo, ancho y alto del espacio de trabajo, como se ve en la **Figura 26**.

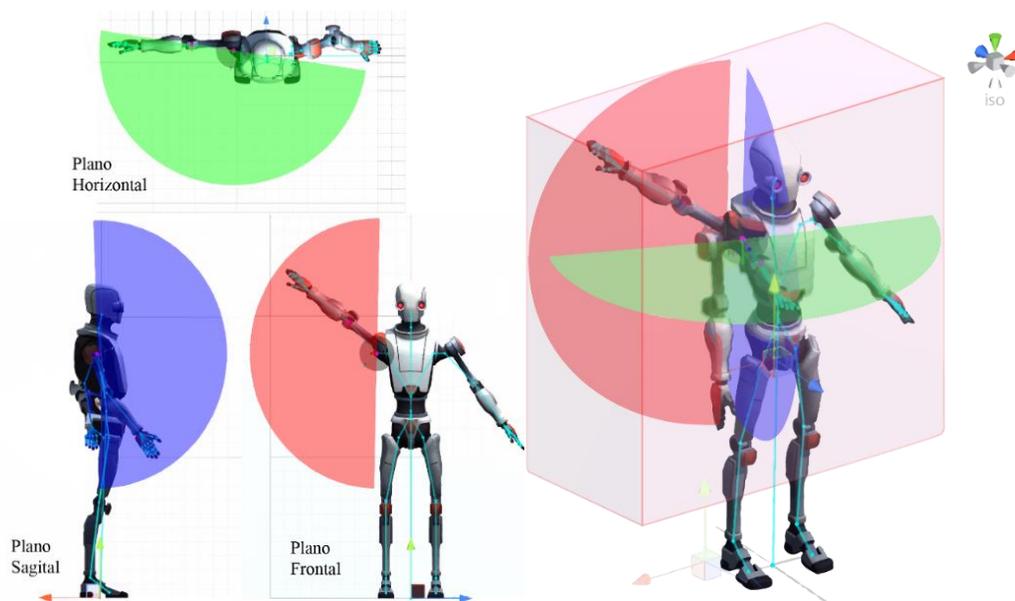


Figura 26. Determinación del espacio de trabajo

Dando como resultado un prisma cuadrangular de: $L=173,23[\text{cm}]$ de largo, $W=95,66[\text{cm}]$ de ancho y $H=192,32[\text{cm}]$ de alto. Con un volumen de $3,18[\text{m}^3]$

4.1.2. Determinación de la longitud del cable.

Para determinar la longitud máxima del cable se calcula con la diagonal del prisma rectangular la cual considera los dos vértices opuestos que no pertenecen a la misma cara, siendo esta la máxima longitud posible dentro del espacio de trabajo.

$$Lc = \sqrt{L^2 \times W^2 \times H^2} \quad (1)$$

$$Lc = \sqrt{173,23^2 \times 95,66 \times 192,32}$$

$$Lc = 275,94 [cm] = 2,75 [m]$$

Se considera cuerdas de 3[m] de longitud para el diseño.

4.1.3. Determinación de fuerza necesaria del sistema de generación de movimiento

Para la determinar la fuerza necesaria, se define la carga a soportar para la cual se considera el peso promedio de un adulto y el peso porcentual del brazo. A partir de la masa de una persona adulta de un rango de 19 a 59 años de edad del percentil 95% como se muestra en el **Anexo 2**. Cuyo valor es de 95,5[Kg]. Para el peso porcentual del brazo se considera el 6,5% del peso total del cuerpo (Brunnstrom, Peggy, & Bertoti, 2012)

Con estos datos se obtiene el peso de un brazo promedio.

$$P = 6,5\% \times 95,5 [Kg] \quad (2)$$

$$P = 6,20 [Kg]$$

El peso promedio del brazo es de 6,20[Kg] equivalente a una fuerza $W=60,89 [N]$.

4.2. Diseño de la estructura del equipo de rehabilitación robótico

4.2.1. Etapa inicial del diseño

En esta sección se describe la metodología utilizada para el diseño, selección y el dimensionamiento de los componentes mecánicos que conforman la estructura del robot basado en cables, con el objetivo que cumpla con los requerimientos funcionales y de seguridad.

En la **Figura 27**, para la etapa inicial del diseño se muestra la geometría, sistemas principales y dimensiones máximas del robot, se ha dividido en miembros estructurales, a partir de los cuales se procede con el diseño final.

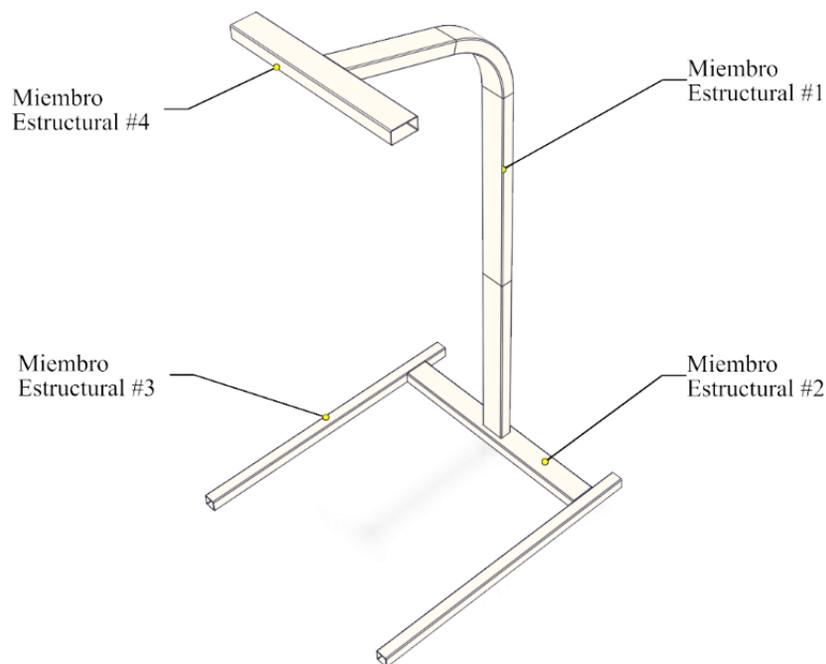


Figura 27. Esquema Inicial de estructura

Con el objetivo de conseguir un factor de seguridad que garantice que los miembros estructurales del robot resistirán los esfuerzos que se generan bajo condiciones críticas de funcionamiento, durante el diseño preliminar del robot se fue transformando y perfeccionando hasta llegar al diseño definitivo.

4.2.2. Criterios de diseño para el Miembro Estructural 1

a) Curvatura

Para realizar el doblado del Miembro Estructural 1, el cual es un tubo rectangular de 100 x 50 x 2 [mm], mediante la **Figura 28** se obtiene que el radio interior de curvatura mínimo es de 5e, por lo tanto, para el radio de curvatura interior y exterior se tiene: $r_i = 275[mm]$ y $r_o = 405 [mm]$.

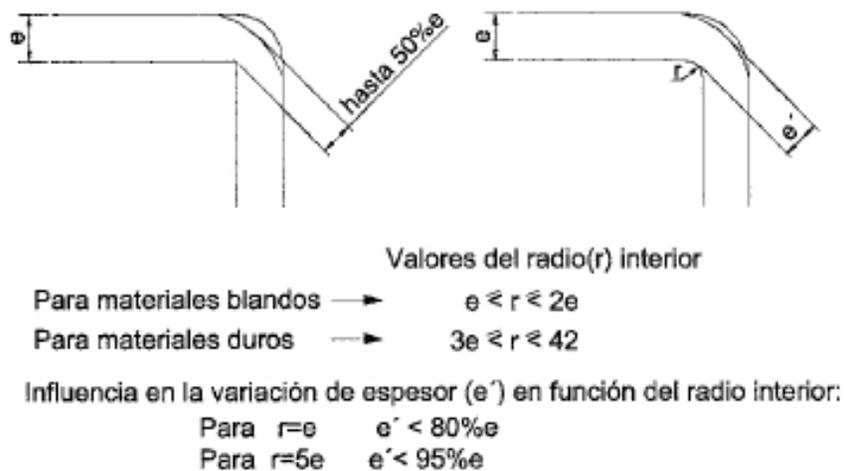


Figura 28. Valores para radio de curvatura
Fuente: (DEDUCETU, 2014)

b) Cálculo de la carga máxima (F_1)

Para determinar la carga máxima que va a soportar el miembro estructural 1, se considera el peso de cada uno de los elementos que debe soportar, así como también el del mismo, como se puede observar en la **Tabla 18**.

Tabla 18*Componentes y sus pesos ME #1*

Componentes	Peso [Kg]	Cantidad	Total [Kg]
Motores	0,979	4	3,916
Drivers	0,11	4	0,44
Celdas	0,003	4	0,012
Soportes Acrílico	0,575	4	2,3
Fuente de Alimentación	0,7	1	0,7
Bases Cabezal	2,76	4	11,04
Poleas	0,044	4	0,176
Brazos (Persona)	6,2	2	12,4
Cables y Pernos	1,93	1	1,93
Controlador	0,086	1	0,086
Monitor	2,92	1	2,92
Soporte Monitor	5,4	1	5,4
Eslingas	0,025	4	0,1
Guía de Cables	0,0525	4	0,21
Miembro Estructural 1	10,8	1	10,8
Miembro Estructural 4	3,15	1	3,15
Total			55,58

$$F_1 = 55,58 [Kg] * 9,81 \left[\frac{m}{s^2} \right] \quad (3)$$

$$F_1 = 545,2398 [N]$$

c) Cálculos de diseño

En la **Figura 29** se puede observar la geometría del miembro estructural 1, el cual está dividido en dos partes para facilitar el transporte, se consideran los esfuerzos máximos analizados como una columna excéntrica y como una viga curva en la parte del dobléz.

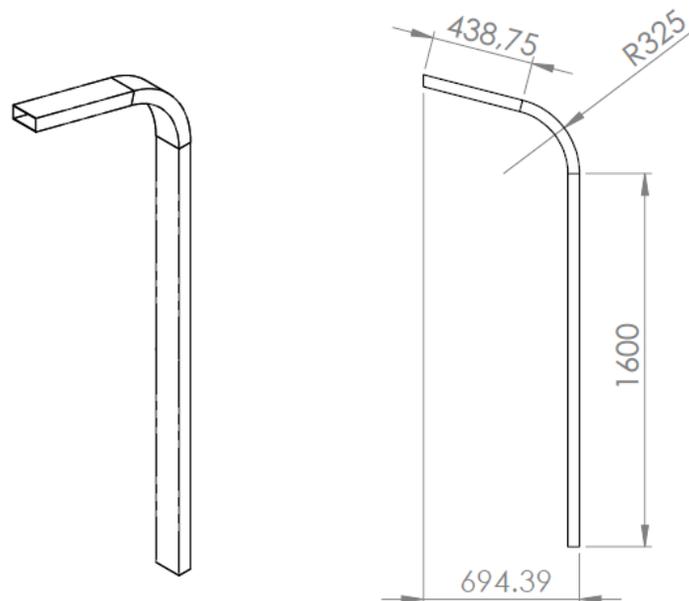


Figura 29. Dimensiones Miembro Estructural 1

A continuación, se presenta el procedimiento de diseño para la columna excéntricamente cargada propuesto en (Budynas & Nisbett, 2008).

Datos

- Fuerza $F_1 = 545,2398 [N]$
- Excentricidad $e = 694,39 [mm]$
- Longitud de la Columna $L = 2000 [mm]$

Perfil: Se asume un perfil estructural con los siguientes datos:

Tubo rectangular estructural, la sección transversal se muestra en la **Figura 30**.

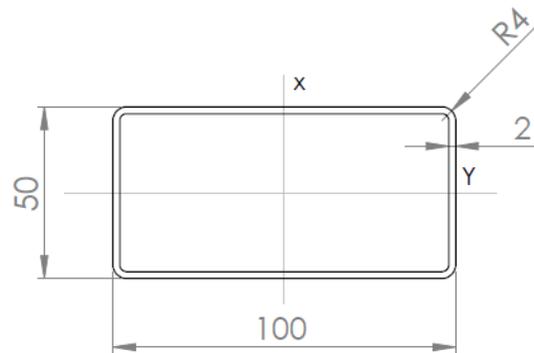


Figura 30. Sección Transversal 100x50x2[mm].

Datos Perfil

- $B = 100$ [mm]
- $H = 50$ [mm]
- **Espesor** $es = 2$ [mm]
- $A = 574$ [mm²]
- $I_x = 749900$ [mm⁴]
- $I_y = 256800$ [mm⁴]
- Centroide $c = 25$ [mm]

Material: Acero estructural ASTM A36

- $E = 200000$ [MPa]
- $S_y = 200000$ [MPa]

Procedimiento

Cálculo del radio de giro

$$k = \sqrt{\frac{I_y}{A}} \quad (4)$$

$$k = \sqrt{\frac{256800 \text{ [mm}^4\text{]}}{574 \text{ [mm}^2\text{]}}}$$

$$k = 21,15 \text{ [mm]}$$

Para calcular el esfuerzo máximo se utiliza la siguiente ecuación

$$\sigma_c = \frac{F}{A} \left[1 + \frac{ec}{k^2} * \sec \left(\frac{l}{2k} \sqrt{\frac{F}{EA}} \right) \right] \quad (5)$$

$$\sigma_c = \frac{545,23 \text{ N}}{574 \text{ mm}^2} \left[1 + \frac{694,39 \text{ mm} * 25 \text{ mm}}{(21,15 \text{ mm})^2} * \sec \left(\frac{2000 \text{ mm}}{2 * 21,15 \text{ mm}} \sqrt{\frac{545,23 \text{ N}}{200000 * 574 \text{ mm}}} \right) \right]$$

$$\sigma_c = 38,004 \text{ MPa} \quad \text{Esfuerzo M}{\grave{a}}ximo a la mitad de la columna$$

Considerando un esfuerzo de dise\u00f1o de:

$$\sigma_d = \frac{S_y}{N} \quad (6)$$

$$\sigma_d = \frac{248 \text{ MPa}}{3}$$

$$\sigma_d = 82,66 \text{ MPa}$$

$$\sigma_c < \sigma_d$$

$$38,004 \text{ MPa} < 82,66 \text{ MPa}$$

\therefore Si cumple

Para el diseño de la viga curva se utiliza el procedimiento propuesto en (Budynas & Nisbett, 2008) y (Young & Budynas, 2002).

Datos

- Fuerza $F_1 = 545,2398 \text{ [N]}$
- Longitud de la Viga $L = 694,39 \text{ [mm]}$
- Radio Interno $r_i = 355 \text{ [mm]}$
- Radio Externo $r_o = 405 \text{ [mm]}$
- Perfil: Se asume un tubo rectangular de $100 \times 50 \times 2 \text{ [mm]}$
- Altura de la sección $h = 50 \text{ [mm]}$
- Ancho de sección $b = 100 \text{ [mm]}$
- $r_n =$ Radio del eje neutro
- $r_c =$ Radio del eje centroidal
- $e =$ Distancia desde el eje centroidal hasta el eje neutro

- c_i = Distancia desde el eje neutro hasta la fibra exterior
- c_o = Distancia desde el eje neutro hasta la fibra exterior
- Espesor $t_o = 2$ [mm]
- Espesor $t_i = 2$ [mm]

Procedimiento

Cálculo de r_c, r_n, e, c_i, c_o ,

$$r_c = r_i + \frac{\frac{1}{2}h^2t + \frac{1}{2}t_i^2(b-t) + t_o(b-t)(h - \frac{t_o}{2})}{ht + (b-t)(t_i + t_o)} \quad (7)$$

$$r_c = 275 + \frac{\frac{1}{2}(50)^2(2) + \frac{1}{2}(2)^2(100 - 2) + 2(100 - 2)(50 - \frac{2}{2})}{(50)(2) + (100 - 2)(2 + 2)}$$

$$r_c = 300 \text{ [mm]}$$

$$r_n = \frac{(b-t)(t_i + t_o) + ht}{b \left(\ln \frac{r_i + t_i}{r_i} + \ln \frac{r_o}{r_o - t_o} \right) + t \ln \frac{r_o - t_o}{r_i + t_i}} \quad (8)$$

$$r_n = \frac{(100 - 2)(2 + 2) + (50)(2)}{(100) \left(\ln \frac{275 + 2}{275} + \ln \frac{325}{325 - 2} \right) + (2) \ln \frac{325 - 2}{275 + 2}}$$

$$r_n = 298,49 \text{ [mm]}$$

$$e = r_c - r_n \quad (9)$$

$$e = 300 \text{ mm} - 298,49 \text{ mm}$$

$$e = 1,51 \text{ [mm]}$$

$$c_i = r_n - r_i \quad (10)$$

$$c_i = 298,49[mm] - 275[mm]$$

$$c_i = 23,49[mm]$$

$$c_o = r_o - r_n \quad (11)$$

$$c_o = 325[mm] - 298,49[mm]$$

$$c_i = 26,51[mm]$$

Cálculo de $k_i = \frac{\sigma_i}{\sigma}$

Donde

σ_i = Esfuerzo en la fibra externa en el lado cóncavo

σ = Esfuerzo calculado mediante una fórmula de flexión ordinaria para una viga recta

$$\sigma = -\frac{F}{A} - \frac{Mc}{I} \quad (12)$$

$$\sigma = -\frac{545,23 \text{ N}}{584 \text{ mm}^2} - \frac{(545,23 \text{ N} * 694,39 \text{ mm}) * 25 \text{ mm}}{256800 \text{ mm}^4}$$

$$\sigma = -0,93 - 36,85$$

$$\sigma = -37,78 \text{ MPa}$$

$$k_i = \frac{I}{Ac^2 \left(\frac{R}{c} - 1 \right)} * \frac{1 - \frac{e}{c}}{\frac{e}{c}} \quad (13)$$

$$k_i = \frac{749900 \text{ mm}^4}{584 \text{ mm}^2 * (25)^2 \left(\frac{275}{25} - 1\right)} * \frac{1 - \frac{1,51}{25}}{\frac{1,51}{25}}$$

$$k_i = 3,19$$

$$\sigma_i = 3,19 * -37,78 \text{ MPa}$$

$$\sigma_i = -120,51 \text{ [MPa]}$$

Considerando un esfuerzo de diseño de:

$$\sigma_d = \frac{S_y}{N} \quad (14)$$

$$\sigma_d = \frac{248 \text{ MPa}}{2}$$

$$\sigma_d = 124 \text{ MPa}$$

$$\sigma_c < \sigma_d$$

$$120,51 \text{ MPa} < 124 \text{ MPa}$$

\therefore Si cumple

$$\text{Cálculo de } k_o = \frac{\sigma_o}{\sigma}$$

Donde

σ_o = Esfuerzo en la fibra extrema en el lado convexo

σ = Esfuerzo calculado mediante una fórmula de flexión ordinaria para una viga recta

$$k_o = \frac{I}{Ac^2 \left(\frac{R}{c} + 1 \right)} * \frac{1 + \frac{e}{c}}{\frac{e}{c}} \quad (15)$$

$$k_o = \frac{749900 \text{ mm}^4}{584 \text{ mm}^2 * (25)^2 \left(\frac{325}{25} + 1 \right)} * \frac{1 + \frac{1,51}{25}}{\frac{1,51}{25}}$$

$$k_o = 2,57$$

$$\sigma_o = 2,57 * 37,78 \text{ MPa} \quad (16)$$

$$\sigma_o = 97,09 \text{ [MPa]}$$

Considerando un esfuerzo de diseño de:

$$\sigma_d = \frac{S_y}{N} \quad (17)$$

$$\sigma_d = \frac{248 \text{ MPa}}{2}$$

$$\sigma_d = 124 \text{ MPa}$$

$$\sigma_c < \sigma_d$$

$$97,09 \text{ MPa} < 124 \text{ MPa}$$

\therefore Si cumple

Por medio del siguiente procedimiento propuesto en (Budynas & Nisbett, 2008) se comprueba a través del factor de seguridad que los pernos seleccionados son los adecuados para unir las dos partes de la columna como se muestra en la **Figura 31**.

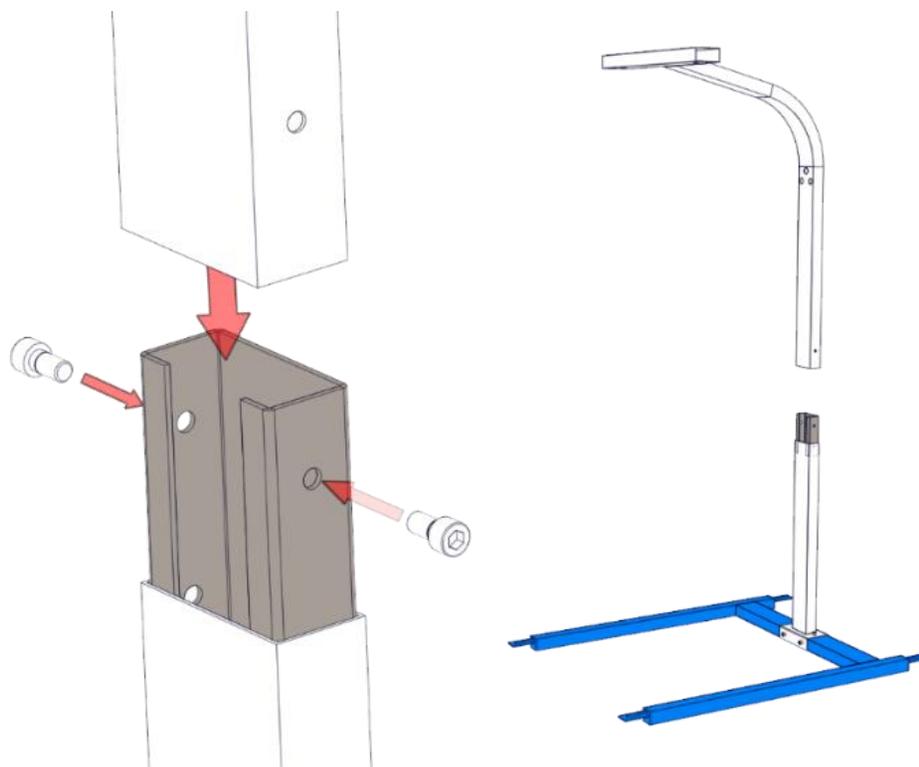


Figura 31. Unión de la Columna

Para el diseño se considera una unión con carga excéntrica, por lo tanto, se especifican los siguientes factores de seguridad: cortante de los pernos, aplastamiento de los pernos, aplastamiento de los elementos y tensión de los elementos. Para evitar el cortante del borde o desgarramiento del margen, se toma la recomendación de (Budynas & Nisbett, 2008), al ubicar los pernos a una distancia mayor de 1,5 pulgadas (38,1 [mm]) desde el borde, por lo tanto, este tipo de falla se la desprecia.

Datos: Pernos Parte Lateral

- Fuerza $F_1 = 545,2398 [N]$
- Excentricidad $e = 694,39 [mm]$
- Diámetro del Perno $d = 10 [mm]$
- Número de Pernos = 2
- Ancho de la placa = 50 [mm]
- Distancia desde el centroide hasta el centro de cada perno $r = 80 [mm]$
- Menor espesor de las placas de unión = 2 [mm]
- $S_{yPernos} = 240 [MPa]$
- $S_{yMiembros} = 248 [MPa]$

Procedimiento

Resistencia al cortante, mediante la teoría de la energía de distorsión es,

$$S_{sy} = 0,577(S_{yPernos}) \quad (18)$$

$$S_{sy} = 0,577(240 MPa)$$

$$S_{sy} = 138,48 [MPa]$$

Momento,

$$M = F * e \quad (19)$$

$$M = 545,23 N * 694,39mm$$

$$M = 378609,06 [Nmm]$$

Carga Directa,

$$F' = \frac{F}{\text{Número de Pernos}} \quad (20)$$

$$F' = \frac{545,23}{4}$$

$$F' = 136,30 \text{ [N]}$$

Carga de Momento,

$$F'' = \frac{M}{r} \quad (21)$$

$$F'' = \frac{378609,06 \text{ Nmm}}{80 \text{ mm}}$$

$$F'' = 4732,61 \text{ [N]}$$

Fuerzas Cortantes Primarias y Secundarias

$$F_A = F_B = \sqrt{(F')^2 + (F'')^2} \quad (22)$$

$$F_A = F_B = \sqrt{(136,30)^2 + (4732,61)^2}$$

$$F_A = F_B = 4734,57 \text{ [N]}$$

En la **Figura 32** Resultantes se presenta un diagrama de fuerzas resultantes,

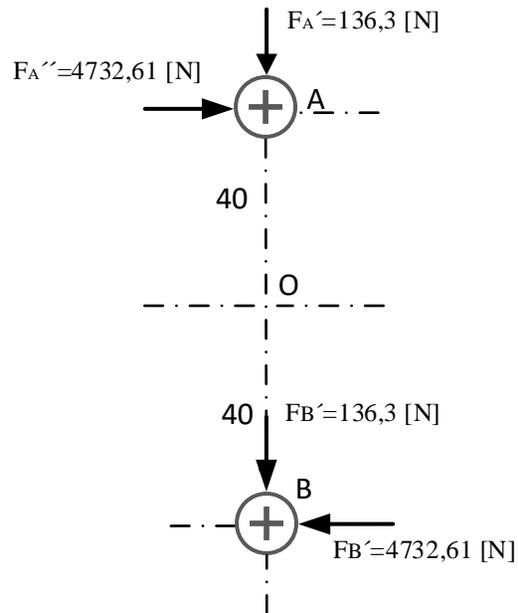


Figura 32. Diagrama de Fuerzas Resultantes

Cortante en Pernos: Área de Corte

$$A_s = \text{Número de pernos} * \frac{\pi D^2}{4} \quad (23)$$

$$A_s = 2 * \frac{\pi(10 \text{ mm})^2}{4}$$

$$A_s = 157,079 \text{ [mm}^2\text{]}$$

Esfuerzo

$$\tau = \frac{F_A}{A_s} \quad (24)$$

$$\tau = \frac{4734,57 \text{ N}}{157,079 \text{ mm}^2}$$

$$\tau = 30,14 \text{ [MPa]}$$

Factor de Seguridad

$$N = \frac{S_{sy}}{\tau} \quad (25)$$

$$N = \frac{138,48 \text{ MPa}}{30,14 \text{ MPa}}$$

$$N = 4,59$$

Aplastamiento en el miembro: Área de aplastamiento

$$A_b = \text{Número de pernos} * \text{Menor espesor de las placas de union} * d \quad (26)$$

$$A_b = 2 * 2 \text{ mm} * 10 \text{ mm}$$

$$A_b = 40 \text{ [mm}^2\text{]}$$

Esfuerzo

$$\sigma_b = \frac{F_A}{A_b} \quad (27)$$

$$\sigma_b = -\frac{4734,57 \text{ N}}{40 \text{ mm}^2}$$

$$\sigma_b = -118,36 \text{ [MPa]}$$

Factor de Seguridad

$$N = \frac{S_{yMiembros}}{|\sigma_b|} \quad (28)$$

$$N = \frac{248 \text{ MPa}}{118,36 \text{ MPa}}$$

$$N = 2,0$$

Aplastamiento en Pernos: Factor de Seguridad

$$N = \frac{S_{yPernos}}{|\sigma_b|} \quad (29)$$

$$N = \frac{240 \text{ MPa}}{118,36 \text{ MPa}}$$

$$N = 2,02$$

Tensión en Miembros: Área de tensión

$$A_t = (\text{Ancho de placa} - (\# \text{ de pernos} * d)) * \text{Menor espesor de placa} \quad (30)$$

$$A_t = (50 \text{ mm} - (2 * 10 \text{ mm})) * 2 \text{ mm}$$

$$A_t = 60 \text{ [mm}^2\text{]}$$

Esfuerzo

$$\sigma_t = \frac{F_A}{A_T} \quad (31)$$

$$\sigma_t = \frac{4734,57 \text{ N}}{60 \text{ mm}^2}$$

$$\sigma_t = 78,90 \text{ [MPa]}$$

Factor de Seguridad

$$N = \frac{S_{yMiembros}}{\sigma_t} \quad (32)$$

$$N = \frac{248 \text{ MPa}}{78,19 \text{ MPa}}$$

$$N = 3,17$$

Datos: Pernos Parte Trasera de la columna, **Figura 33**



Figura 33. Disposición de Pernos Parte Trasera de la Columna

Fuerza $F_1 = 545,2398 \text{ [N]}$

Excentricidad $e = 694,39 \text{ [mm]}$

Diámetro del Perno $d = 10 \text{ [mm]}$

Número de Pernos = 2

Ancho de la placa = 100 [mm]

Distancia desde el centroide hasta el centro de cada perno $r = 80 \text{ [mm]}$

Menor espesor de las placas de unión = 2 [mm]

$$S_{yPernos} = 240 \text{ [MPa]}$$

$$S_{yMiembros} = 248 \text{ [MPa]}$$

Procedimiento

Resistencia al cortante, mediante la teoría de la energía de distorsión es,

$$S_{sy} = 0,577(S_{yPernos}) \quad (33)$$

$$S_{sy} = 0,577(240 \text{ MPa})$$

$$S_{sy} = 138,48 \text{ [MPa]}$$

Momento

$$M = F * e \quad (34)$$

$$M = 545,23 \text{ N} * 694,39\text{mm}$$

$$M = 378609,06 \text{ [Nmm]}$$

Carga Directa

$$F' = \frac{F}{\text{Número de Pernos}} \quad (35)$$

$$F' = \frac{545,23}{2}$$

$$F' = 272,61 \text{ [N]}$$

Carga de Momento

$$F'' = \frac{M}{r} \quad (36)$$

$$F'' = \frac{378609,06 \text{ Nmm}}{80 \text{ mm}}$$

$$F'' = 4732,61 \text{ [N]}$$

Fuerzas Cortantes Primarias y Secundarias

$$F_A = F_B = \sqrt{(F')^2 + (F'')^2} \quad (37)$$

$$F_A = F_B = \sqrt{(272,61)^2 + (4732,61)^2}$$

$$F_A = F_B = 4740,45 \text{ [N]}$$

En la **Figura 34** se presenta un diagrama de fuerzas resultantes,

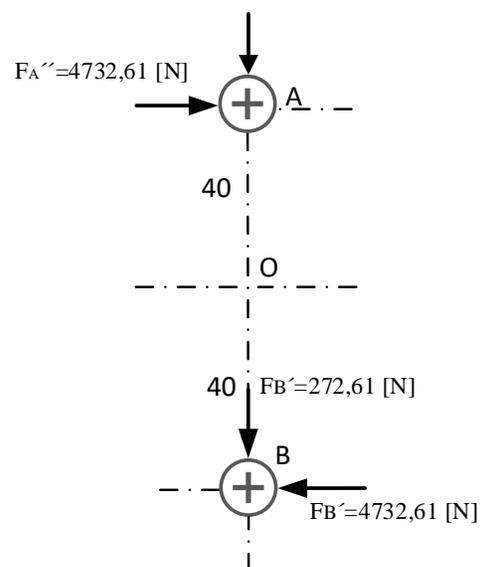


Figura 34. Diagrama de Fuerzas Resultantes

Cortante en Pernos: Área de Corte

$$A_s = \text{Número de pernos} * \frac{\pi D^2}{4} \quad (38)$$

$$A_s = 2 * \frac{\pi(10 \text{ mm})^2}{4}$$

$$A_s = 157,079 \text{ [mm}^2\text{]}$$

Esfuerzo

$$\tau = \frac{F_A}{A_s} \quad (39)$$

$$\tau = \frac{4734,57 \text{ N}}{157,079 \text{ mm}^2}$$

$$\tau = 30,14 \text{ [MPa]}$$

Factor de Seguridad

$$N = \frac{S_{sy}}{\tau} \quad (40)$$

$$N = \frac{138,48 \text{ MPa}}{30,14 \text{ MPa}}$$

$$N = 4,59$$

Aplastamiento en el miembro: Área de aplastamiento

$$A_b = \text{Número de pernos} * \text{Menor espesor de las placas de union} * d \quad (41)$$

$$A_b = 2 * 2 \text{ mm} * 10 \text{ mm}$$

$$A_b = 40 [\text{mm}^2]$$

Esfuerzo

$$\sigma_b = \frac{F_A}{A_b} \quad (42)$$

$$\sigma_b = -\frac{4734,57 \text{ N}}{40 \text{ mm}^2}$$

$$\sigma_b = -118,36 [\text{MPa}]$$

Factor de Seguridad

$$N = \frac{S_{y\text{Miembros}}}{|\sigma_b|} \quad (43)$$

$$N = \frac{248 \text{ MPa}}{118,36 \text{ MPa}}$$

$$N = 2,09$$

Aplastamiento en Pernos: Factor de Seguridad

$$N = \frac{S_{y\text{Pernos}}}{|\sigma_b|} \quad (44)$$

$$N = \frac{240 \text{ MPa}}{118,36 \text{ MPa}}$$

$$N = 2,02$$

Tensión en Miembros: Área de tensión

$$A_t = (\text{Ancho de placa} - (\# \text{ de pernos} * d)) * \text{Menor espesor placas} \quad (45)$$

$$A_t = (100 \text{ mm} - (2 * 10 \text{ mm})) * 2 \text{ mm}$$

$$A_t = 160 \text{ [mm}^2\text{]}$$

Esfuerzo

$$\sigma_t = \frac{F_A}{A_T} \quad (46)$$

$$\sigma_t = \frac{4734,57 \text{ N}}{160 \text{ mm}^2}$$

$$\sigma_t = 29,59 \text{ [MPa]}$$

Factor de Seguridad

$$N = \frac{S_{y\text{Miembros}}}{\sigma_t} \quad (47)$$

$$N = \frac{248 \text{ MPa}}{29,59 \text{ MPa}}$$

$$N = 8,38$$

4.2.3. Criterios de diseño para el Miembro Estructural 2

a) Cálculo de carga máxima (F_2)

Para determinar la carga máxima que va a soportar el miembro estructural 2, se considera el peso de cada uno de los elementos que forman parte del miembro estructural 1, más los que conforman el miembro estructural 2, como se puede observar en la **Tabla 19**.

Tabla 19

Componentes y sus pesos ME #2

Componentes	Peso [Kg]	Cantidad	Total [Kg]
Miembro Estructural 1 + componentes	55,58	1	55,58
Miembro Estructural 2	4,08	1	4,08
Total			59,66

$$F_2 = 59,66 [Kg] * 9,81 \left[\frac{m}{s^2} \right] \quad (48)$$

$$F_2 = 585,2646 [N]$$

b) Cálculos de Diseño

En la **Figura 35** se puede observar la geometría del miembro estructural 2, para el diseño del mismo se considera el esfuerzo máximo y deflexión, analizándolo como una viga empotrada en los extremos.

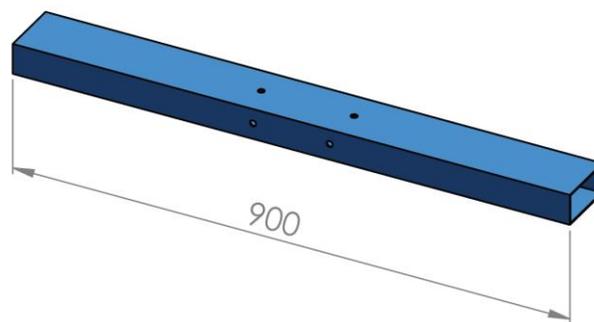


Figura 35. Miembro Estructural 2

A continuación, se presenta el procedimiento de diseño para la viga empotrada en los extremos con carga en la mitad propuesto en (Budynas & Nisbett, 2008).

Datos:

- Fuerza $F_2 = 585,26 [N]$
- Longitud de la Viga $L = 900 [mm]$
- Perfil: Se asume un tubo rectangular de $100 \times 50 \times 2 [mm]$

Procedimiento

Reacciones

$$R_a = R_b = \frac{F}{2} \quad (49)$$

$$R_a = R_b = \frac{585,26 N}{2}$$

$$R_a = R_b = 292,63 [N]$$

Momento

$$M = \frac{FL}{8} \quad (50)$$

$$M = \frac{(585,26 N) * 900 [mm]}{8}$$

$$M = 65841,75 [Nmm]$$

Flexión Máxima

$$Y_{max} = -\frac{FL^3}{192EI} \quad (51)$$

$$Y_{max} = -\frac{(585,26 N) * 900^3 mm}{192 * 200000 \frac{N}{mm^2} * 256800 mm^4}$$

$$Y_{max} = -0,04 [mm]$$

Flexión permitida de diseño

$$Y_{diseño} = \frac{L}{360} = \frac{900 [mm]}{360} \quad (52)$$

$$Y_{diseño} = 2,5 mm$$

$$Y_{max} < Y_{Diseño}$$

$$0,04 mm < 2,5 mm$$

\therefore Si cumple

Límite de Flexión Recomendado

$$\frac{Y_{max}}{L} = 0.00001 a 0.0005 [Precisión Moderada] \quad (53)$$

$$\frac{Y_{max}}{L} = \frac{0,04 mm}{900 mm}$$

$$\frac{Y_{max}}{L} = 0,00004$$

∴ Si cumple

Esfuerzo Normal Calculado

$$\sigma_c = \frac{Mc}{I} \quad (54)$$

$$\sigma_c = \frac{65841,75 \text{ Nmm} * 25\text{mm}}{256800 \text{ mm}^4}$$

$$\sigma_c = 6,40 \text{ [MPa]}$$

Esfuerzo Normal de Diseño

$$\sigma_d = \frac{S_y}{N} = \frac{248 \text{ MPa}}{3} \quad (55)$$

$$\sigma_d = 82,66 \text{ MPa}$$

$$\sigma_c < \sigma_d$$

$$6,40 \text{ MPa} < 82,66 \text{ MPa}$$

∴ Si cumple

En el siguiente procedimiento para el diseño de soldadura tomado de (Mott, 2006) se comprueba a través del factor de seguridad, que los parámetros de las soldaduras son los adecuados para que la unión no falle.

Datos:

- Fuerza $F_2 = 585,26 \text{ [N]}$

- Longitud de la Viga $L = 900 [mm]$
- Tipo de electrodo = E601
- Fuerza admisible sobre pulgada de lado $F_a = 9600 lb/pulg$ Tabla 20-3 (Mott, 2006)
- $S_{yMaterialBase} = 238 MPa$

Patrón de Soldadura: figura 20-8 Caso 7 (Mott, 2006)

- Ancho $b = 50 [mm]$
- Largo $d = 100 [mm]$
- $R_a = R_b = 292,63 [N]$
- $T = 65841,75 [Nmm]$

Procedimiento

Basado en las propiedades de las soldaduras de la tabla 9-2 de (Budynas & Nisbett, 2008), para un cordón todo alrededor se tiene

Área de la garganta

$$A_w = 2b + 2d \quad (56)$$

$$A_w = 2(50 \text{ mm}) + 2(100 \text{ mm})$$

$$A_w = 300 [mm]$$

Ubicación de centro de gravedad

$$\bar{x} = \frac{b}{2} \quad (57)$$

$$\bar{x} = \frac{50 \text{ mm}}{2} = 25 [mm]$$

$$\bar{y} = \frac{d}{2}$$

$$\bar{y} = \frac{100 [mm]}{2} = 50 [mm]$$

Segundo Momento Unitario del Área

$$J_w = \frac{(b + d)^3}{6} \quad (58)$$

$$J_w = \frac{(50 [mm] + 100 [mm])^3}{6}$$

$$J_w = 562500 [mm^3]$$

Para cada patrón de soldadura

Carga: Tensión o Compresión Directa

$$F_1 = \frac{R_a}{A_w} \quad (59)$$

$$F_1 = \frac{292,19 N}{300 mm}$$

$$F_1 = 0,97 Pa$$

Carga: Torsión \bar{y}

$$F_2 = \frac{T\bar{y}}{J_w} \quad (60)$$

$$F_2 = \frac{65841,75 Nmm * 50 mm}{562500 mm^3}$$

$$F_2 = 5,85 Pa$$

Carga: Torsión \bar{x}

$$F_3 = \frac{T\bar{x}}{J_w} \quad (61)$$

$$F_3 = \frac{65841,75 \text{ Nmm} * 25 \text{ mm}}{562500 \text{ mm}^3}$$

$$F_3 = 2,92 \text{ Pa}$$

Suma de Vectores de Fuerza

$$F_R = \sqrt{(0,97 + 2,92 \text{ Pa})^2 + (5,85 \text{ Pa})^2} \quad (62)$$

$$F_R = 7,02 \text{ Pa}$$

$$F_R = 38,61 \text{ lb/in}$$

La longitud necesaria de la garganta es,

$$h = \frac{F_R}{F_a} \quad (63)$$

$$h = \frac{38,61 \text{ lb/in}}{9600 \frac{\text{lb}}{\text{in}} \times \text{in de lado}}$$

$$h = 0,00402 \text{ in mínimo}$$

La soldadura de $\frac{1}{16}$ in para un espesor de 2mm especificado en la Tabla 9-6 de Shigley es satisfactoria.

Factor de Seguridad respecto de la resistencia de la unión en la base de la columna

$$\sigma = 124 \text{ [MPa]}$$

$$N = \frac{S_{yMaterial\ Base}}{\sigma} \quad (64)$$

$$N = \frac{248 \text{ MPa}}{124 \text{ MPa}}$$

$$N = 2$$

Datos: Pernos, **Figura 36**

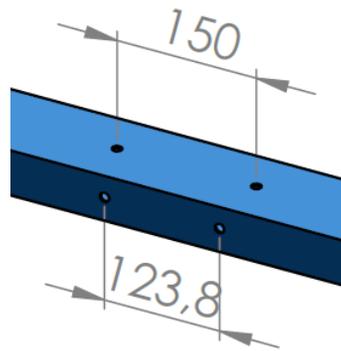


Figura 36. Disposición de Pernos Miembro Estructural 2[mm]

- Fuerza $F_2 = 585,26 \text{ [N]}$
- Excentricidad $e = 694,39 \text{ [mm]}$
- Diámetro del Perno $d = 10 \text{ [mm]}$
- Número de Pernos = 2
- Ancho de la placa = 200 [mm]
- Distancia desde el centroide hasta el centro de cada perno $r = 61,9 \text{ [mm]}$
- Menor espesor de las placas de unión = 2 [mm]
- $S_{yPernos} = 240 \text{ [MPa]}$
- $S_{yMiembros} = 248 \text{ [MPa]}$

Procedimiento

Resistencia al cortante, mediante la teoría de la energía de distorsión es,

$$S_{sy} = 0,577(S_{yPernos}) \quad (65)$$

$$S_{sy} = 0,577(240 \text{ MPa})$$

$$S_{sy} = 138,48 \text{ [MPa]}$$

Momento,

$$M = F * e \quad (66)$$

$$M = 585,26 \text{ N} * 694,39\text{mm}$$

$$M = 406398,69 \text{ [Nmm]}$$

Carga Directa,

$$F' = \frac{F}{\text{Número de Pernos}} \quad (67)$$

$$F' = \frac{585,26}{2}$$

$$F' = 292,63 \text{ [N]}$$

Carga de Momento,

$$F'' = \frac{M}{r} \quad (68)$$

$$F'' = \frac{406398,69 \text{ Nmm}}{61,9 \text{ mm}}$$

$$F'' = 6565,40 \text{ [N]}$$

Fuerzas Cortantes Primarias y Secundarias

$$F_A = F_B = \sqrt{(F')^2 + (F'')^2} \quad (69)$$

$$F_A = F_B = \sqrt{(292,63)^2 + (6565,40)^2}$$

$$F_A = F_B = 6571,91 \text{ [N]}$$

En la **Figura 37** se presenta un diagrama de fuerzas resultantes,

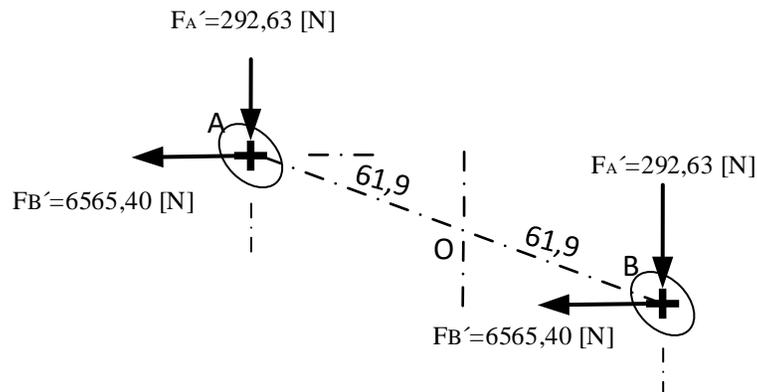


Figura 37. Diagrama de Fuerzas Resultantes

Cortante en Pernos: Área de Corte

$$A_s = \text{Número de pernos} * \frac{\pi D^2}{4} \quad (70)$$

$$A_s = 2 * \frac{\pi(10 \text{ mm})^2}{4}$$

$$A_s = 157,079 [mm^2]$$

Esfuerzo

$$\tau = \frac{F_A}{A_s} \quad (71)$$

$$\tau = \frac{6571,91 \text{ N}}{157,079 \text{ mm}^2}$$

$$\tau = 41,83 [MPa]$$

Factor de Seguridad

$$N = \frac{S_{sy}}{\tau} \quad (72)$$

$$N = \frac{138,48 \text{ MPa}}{41,83 \text{ MPa}}$$

$$N = 3,31$$

Aplastamiento en el miembro: Área de aplastamiento

$$A_b = \text{Número de pernos} * \text{Menor espesor de las placas de union} * d \quad (73)$$

$$A_b = 2 * 2 \text{ mm} * 10 \text{ mm}$$

$$A_b = 40 [mm^2]$$

Esfuerzo

$$\sigma_b = \frac{F_A}{A_b} \quad (74)$$

$$\sigma_b = -\frac{6571,91 \text{ N}}{40 \text{ mm}^2}$$

$$\sigma_b = -164,29 \text{ [MPa]}$$

Factor de Seguridad

$$N = \frac{S_{y\text{Miembros}}}{|\sigma_b|} \quad (75)$$

$$N = \frac{248 \text{ MPa}}{164,29 \text{ MPa}}$$

$$N = 1,50$$

Aplastamiento en Pernos: Factor de Seguridad

$$N = \frac{S_{y\text{Pernos}}}{|\sigma_b|} \quad (76)$$

$$N = \frac{240 \text{ MPa}}{164,29 \text{ MPa}}$$

$$N = 1,46$$

Tensión en Miembros: Área de tensión

$$A_t = (\text{Ancho de placa} - (\# \text{ de pernos} * d)) * \text{Menor espesor de placa} \quad (77)$$

$$A_t = (200 \text{ mm} - (2 * 10 \text{ mm})) * 2 \text{ mm}$$

$$A_t = 360 \text{ [mm}^2\text{]}$$

Esfuerzo

$$\sigma_t = \frac{F_A}{A_T} \quad (78)$$

$$\sigma_t = \frac{6571,91 \text{ N}}{360 \text{ mm}^2}$$

$$\sigma_t = 18,25 \text{ [MPa]}$$

Factor de Seguridad

$$N = \frac{S_{yMiembros}}{\sigma_t} \quad (79)$$

$$N = \frac{248 \text{ MPa}}{18,25 \text{ MPa}}$$

$$N = 13,58$$

Datos: Pernos cara superior.

- Fuerza $F_2 = 585,26 \text{ [N]}$
- Excentricidad $e = 694,39 \text{ [mm]}$
- Diámetro del Perno $d = 10 \text{ [mm]}$
- Numero de Pernos = 2
- Ancho de la placa = 200 [mm]
- Distancia desde el centroide hasta el centro de cada perno $r = 75 \text{ [mm]}$
- Menor espesor de las placas de unión = 2 [mm]
- $S_{yPernos} = 240 \text{ [MPa]}$
- $S_{yMiembros} = 248 \text{ [MPa]}$

Procedimiento

Resistencia al cortante, mediante la teoría de la energía de distorsión es,

$$S_{sy} = 0,577(S_{yPernos}) \quad (80)$$

$$S_{sy} = 0,577(240 \text{ MPa})$$

$$S_{sy} = 138,48 \text{ [MPa]}$$

Momento

$$M = F * e \quad (81)$$

$$M = 585,26 \text{ N} * 694,39 \text{ mm}$$

$$M = 406398,69 \text{ [Nmm]}$$

Carga Directa

$$F' = \frac{F}{\text{Número de Pernos}} \quad (82)$$

$$F' = \frac{585,26}{2}$$

$$F' = 292,63 \text{ [N]}$$

Carga de Momento

$$F'' = \frac{M}{r} \quad (83)$$

$$F'' = \frac{406398,69 \text{ Nmm}}{61,9 \text{ mm}}$$

$$F'' = 6565,40 \text{ [N]}$$

Fuerzas Cortantes Primarias y Secundarias

$$F_A = F_B = \frac{6565,40}{2} - 292,63 \quad (84)$$

$$F_A = F_B = 2990,07 \text{ [N]}$$

En la **Figura 38** se presenta un diagrama de fuerzas resultantes,

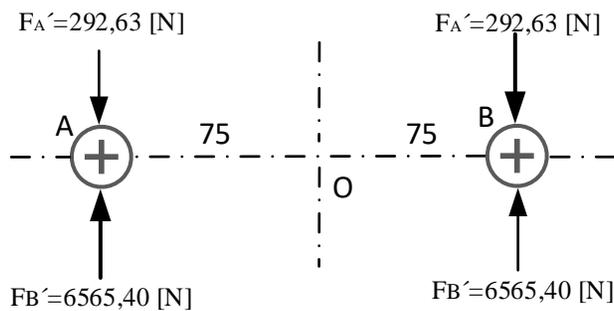


Figura 38. Diagrama de Fuerzas Resultantes

Cortante en Pernos: Área de Corte

$$A_s = \text{Número de pernos} * \frac{\pi D^2}{4} \quad (85)$$

$$A_s = 2 * \frac{\pi(10 \text{ mm})^2}{4}$$

$$A_s = 157,079 \text{ [mm}^2\text{]}$$

Esfuerzo

$$\tau = \frac{F_A}{A_s} \quad (86)$$

$$\tau = \frac{2990,07 \text{ N}}{157,079 \text{ mm}^2}$$

$$\tau = 19,03 \text{ [MPa]}$$

Factor de Seguridad

$$N = \frac{S_{sy}}{\tau} \quad (87)$$

$$N = \frac{138,48 \text{ MPa}}{19,03 \text{ MPa}}$$

$$N = 7,27$$

Aplastamiento en el miembro: Área de aplastamiento

$$A_b = \text{Número de pernos} * \text{Menor espesor de las placas de union} * d \quad (88)$$

$$A_b = 2 * 2 \text{ mm} * 10 \text{ mm}$$

$$A_b = 40 \text{ [mm}^2\text{]}$$

Esfuerzo

$$\sigma_b = \frac{F_A}{A_b} \quad (89)$$

$$\sigma_b = -\frac{2990,07 \text{ N}}{40 \text{ mm}^2}$$

$$\sigma_b = -74,75 \text{ [MPa]}$$

Factor de Seguridad

$$N = \frac{S_{yMiembros}}{|\sigma_b|} \quad (90)$$

$$N = \frac{248 \text{ MPa}}{74,75 \text{ MPa}}$$

$$N = 3,31$$

Aplastamiento en Pernos: Factor de Seguridad

$$N = \frac{S_{yPernos}}{|\sigma_b|} \quad (91)$$

$$N = \frac{240 \text{ MPa}}{74,75 \text{ MPa}}$$

$$N = 3,21$$

4.2.4. Criterios de diseño para el Miembro Estructural 3

a) Cálculo de la carga máxima (F_3)

Para determinar la carga máxima que va a soportar el miembro estructural 3, se considera el peso de cada uno de los elementos que forman parte del miembro estructural 1, más los que conforman el miembro estructural 2, como se puede observar en la **Tabla 20**.

Tabla 20*Componentes y sus pesos ME #3*

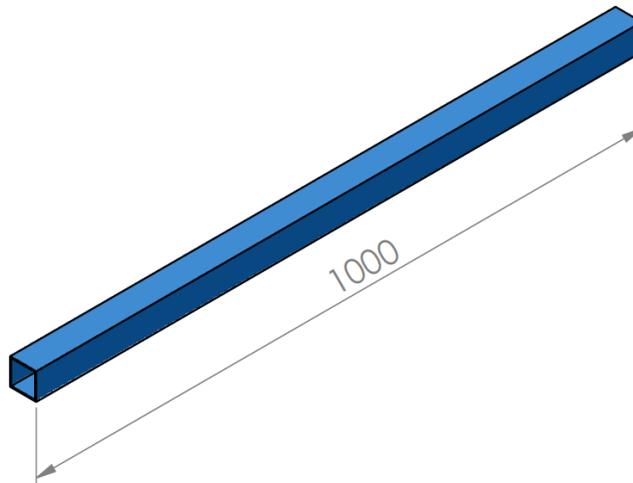
Componentes	Peso [Kg]	Cantidad	Total [Kg]
Miembro Estructural 1 + componentes	55,58	1	55,58
Miembro Estructural 2	4,08	1	4,08
Miembro Estructural 3	4,5	1	4,5
Total			64,88

$$F_3 = \left(\frac{55,58 \text{ Kg} + 4,08 \text{ Kg}}{2} + 4,5 \right) * 9,81 \left[\frac{\text{m}}{\text{s}^2} \right] \quad (92)$$

$$F_3 = 336,434 \text{ [N]}$$

b) Cálculos de Diseño

En la **Figura 39** se puede observar la geometría del miembro estructural 3, para el diseño del mismo se considera el esfuerzo máximo y la deflexión, el mismo que es analizado como una viga con apoyos simples con carga intermedia.

**Figura 39.** Miembro Estructural 3

A continuación, se presenta el procedimiento de diseño para la viga con apoyos simples con una carga intermedia según (Budynas & Nisbett, 2008).

Datos

Fuerza $F_3 = 336,43 [N]$

Distancia de la aplicación de la fuerza $a = 850[mm]$, $b = 150[mm]$, **Figura 40**

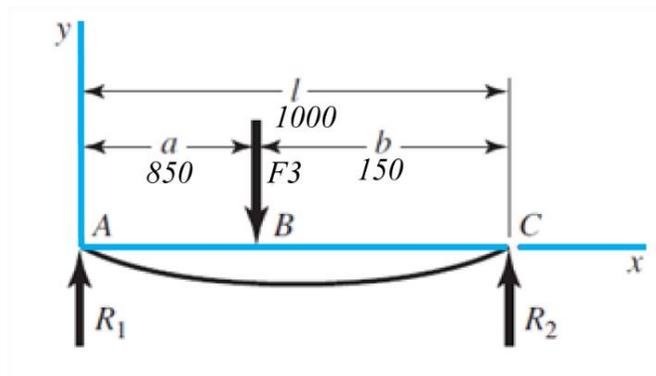


Figura 40. Reacción en los apoyos

Longitud de la viga $L = 1000[mm]$

Perfil: Se asume un perfil con los siguientes datos:

Tubo cuadrado estructural 50x50x1,5 [mm], la **Figura 41** muestra la sección transversal

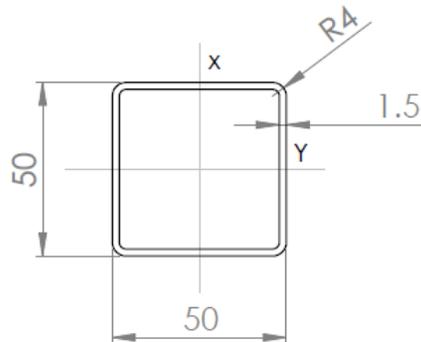


Figura 41. Sección Transversal 50x50x1.5 [mm]

- $b = 50[mm]$
- $h = 50[mm]$
- $e = 1,5[mm]$
- $A = 285[mm^2]$
- $I_x = 110700 [mm^4]$
- $I_y = 110700 [mm^4]$
- **Centroide $c = 25[mm]$**
- **Material:** Acero estructural ASTM A36
- $E = 200000 [MPa]$
- $S_y = 248 [MPa]$

Procedimiento

Reacciones

$$R_1 = \frac{Fb}{L} \quad (93)$$

$$R_1 = \frac{336,43 \text{ N} * 150 \text{ mm}}{1000 \text{ mm}}$$

$$R_1 = 50,46 [N]$$

$$R_2 = \frac{Fa}{L}$$

$$R_2 = \frac{336,43 \text{ N} * 850 \text{ mm}}{1000 \text{ mm}}$$

$$R_2 = 285,96 [N]$$

Momento

$$M_{AB} = \frac{Fbx}{L} \quad (94)$$

$$M = \frac{(336,43 \text{ N}) * 150 \text{ mm} * 850 \text{ mm}}{1000}$$

$$M = 42895,335 \text{ [Nmm]}$$

Flexión Máxima

$$Y_{max} = -\frac{Fbx}{6EIL}(x^2 + b^2 - l^2) \quad (95)$$

$$Y_{max} = -\frac{(336,43 \text{ N})(150 \text{ mm})(850 \text{ mm})}{6 * 200000 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2} * 110700 \text{ mm}^4 * 1000 \text{ mm} - (1000 \text{ mm})^2} ((850 \text{ mm})^2 + (150 \text{ mm})^2)$$

$$Y_{max} = -0,08 \text{ [mm]}$$

Flexión permitida en el diseño

$$Y_{diseño} = \frac{L}{360} = \frac{1000 \text{ mm}}{360} \quad (96)$$

$$Y_{diseño} = -2,77 \text{ mm}$$

$$Y_{max} < Y_{Diseño}$$

$$0,08 \text{ mm} < 2,77 \text{ mm}$$

\therefore Si cumple

Límite de flexión recomendado

$$\frac{Y_{max}}{L} = 0.00001 \text{ a } 0.0005 \text{ [Precisión Moderada]} \quad (97)$$

$$\frac{Y_{max}}{L} = \frac{0,08 \text{ mm}}{1000 \text{ mm}}$$

$$\frac{Y_{max}}{L} = 0,00008$$

\therefore Si cumple

Esfuerzo Normal Calculado

$$\sigma_c = \frac{Mc}{I} \quad (98)$$

$$\sigma_c = \frac{42895,335 \text{ Nmm} * 25\text{mm}}{110700 \text{ mm}^4}$$

$$\sigma_c = 9,68 \text{ [MPa]}$$

Esfuerzo Normal de Diseño

$$\sigma_d = \frac{S_y}{N} = \frac{248 \text{ MPa}}{3} \quad (99)$$

$$\sigma_d = 82,66 \text{ MPa}$$

$$\sigma_c < \sigma_d$$

$$9,68 \text{ MPa} < 82,66 \text{ MPa}$$

\therefore Si cumple

Cálculo de la carga máxima que soporta la rueda

Se calcula la carga por rueda de la siguiente forma:

Donde

$Q_{rg}[kg]$ = Capacidad de carga por rueda giratoria

$Q_t[kg]$ = Peso de la carga + Peso del equipo

N_g = Número de ruedas giratorias

Procedimiento

$$Q_{rg} = \frac{Q_t}{N_g - 1} \quad (100)$$

$$Q_{rg} = \frac{50 [kg]}{4 - 1}$$

$$Q_{rg} = 16,66[kg]$$

Las ruedas a seleccionar deben soportar la carga mínima de 16,66 [Kg]

4.2.5. Criterios de diseño para el Miembro Estructural 4

a) Cálculo de la carga máxima (F_4)

Para determinar la carga máxima que va a soportar el miembro estructural 4, se considera el peso de cada uno de los elementos que forman parte del mismo, como se puede observar en la

Tabla 21.

Tabla 21
Componentes y sus pesos ME #4

Componentes	Peso [Kg]	Cantidad	Total [Kg]
Motores	0,979	4	3,916
Drivers	0,11	4	0,44
Celdas	0,003	4	0,012
Soportes Acrílico	0,575	4	2,3
Bases Cabezal	2,76	4	11,04
Poleas	0,044	4	0,176
Brazos (Persona)	6,2	2	12,4
Cables y Pernos	1,93	1	1,93
Controlador	0,086	1	0,086
Férulas	0,025	4	0,1
Guía de Cables	0,0525	4	0,21
Miembro Estructural 4	3,15	1	3,15
Total			35,76 [Kg]

$$F_1 = 35,76 [Kg] * 9,81 \left[\frac{m}{s^2} \right] \quad (101)$$

$$F_1 = 350,80 [N]$$

b) Cálculos de Diseño

En la **Figura 42** se puede observar la geometría del miembro estructural 4, para el diseño del mismo se considera el esfuerzo máximo y la deflexión analizado como una viga.

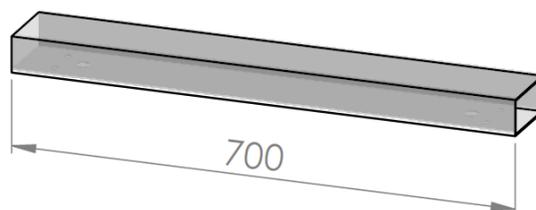


Figura 42. Miembro Estructural 4

A continuación, se presenta el procedimiento de diseño para la viga con apoyos simples con carga en los extremos en (Budynas & Nisbett, 2008).

Datos

- Fuerza $F_4 = 350,80 [N]$
- Distancia de la aplicación del apoyo $a = 250[mm]$
- Longitud de la viga $L = 700[mm]$
- Perfil: Se asume un tubo rectangular de $100 \times 50 \times 2 [mm]$

Procedimiento

La **Figura 43**, muestra a) Diagrama de cuerpo libre b) Diagrama de Fuerzas y Momentos, c) Diagrama de Momento Flexionante.

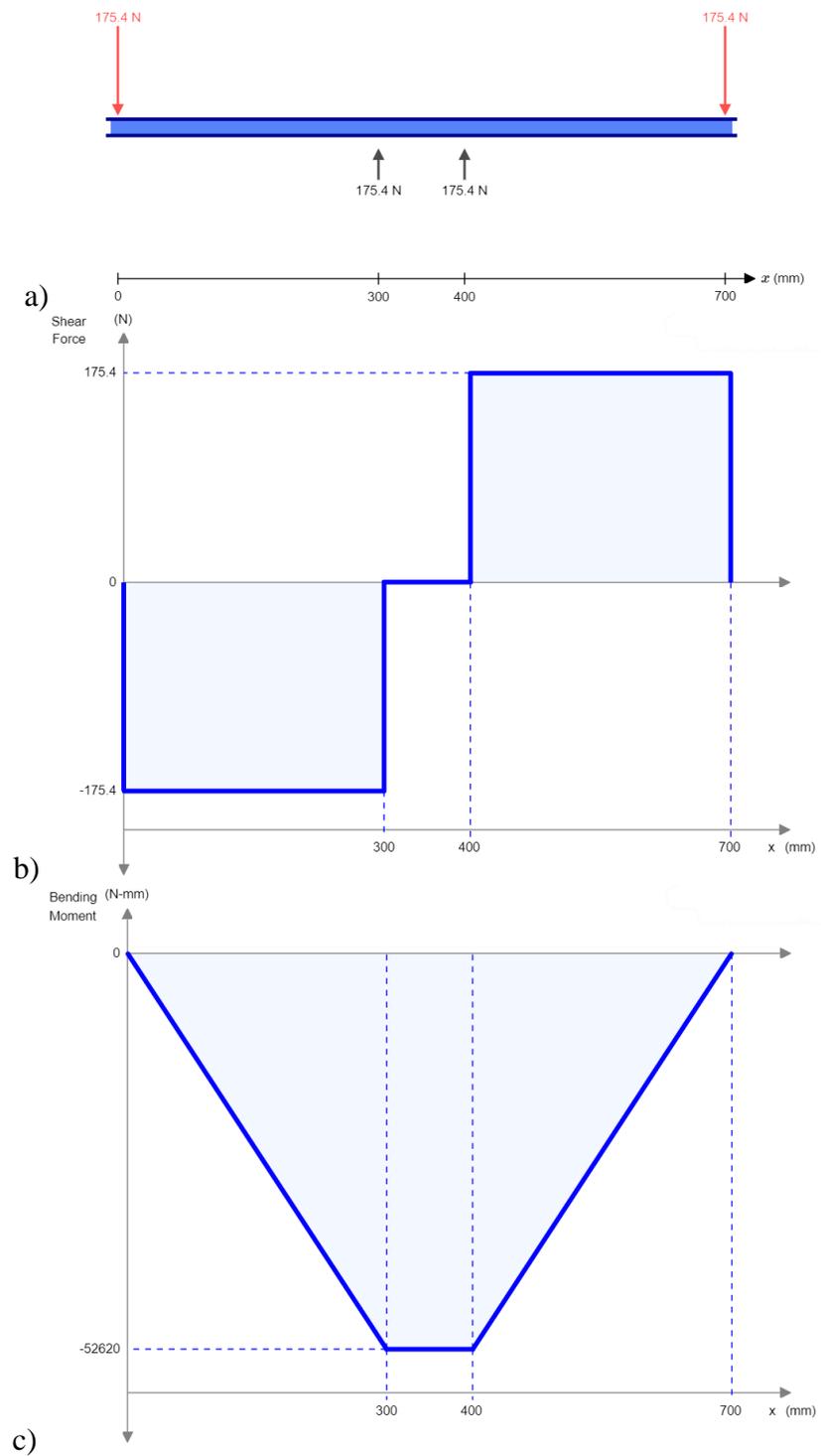


Figura 43. Diagramas de fuerza cortante y momento flexionante.

Reacciones

$$R_1 = 175,4 [N]$$

$$R_2 = 175,4 [N]$$

Momento

$$M_{AB} = 52620 [Nmm]$$

Flexión Máxima

$$Y = \frac{FL^2a}{8EI} \quad (102)$$

$$Y_{max} = \frac{175,4 N * (700 mm)^2 * 300 mm}{8 * 200000 \frac{N}{mm} * 256800 mm^4}$$

$$Y_{max} = 0,06 [mm]$$

Flexión permitida en el diseño

$$Y_{diseño} = \frac{L}{360} = \frac{700 mm}{360} \quad (103)$$

$$Y_{diseño} = -1,94 mm$$

$$Y_{max} < Y_{Diseño}$$

$$0,06mm < 1,94 mm$$

\therefore Si cumple

Límite de flexión recomendado

$$\frac{Y_{max}}{L} = 0.00001 \text{ a } 0.0005 \text{ [Precisión Moderada]} \quad (104)$$

$$\frac{Y_{max}}{L} = \frac{0,06 \text{ mm}}{700 \text{ mm}} = 0,00008$$

\therefore Si cumple

Esfuerzo Normal Calculado

$$\sigma_c = \frac{Mc}{I} \quad (105)$$

$$\sigma_c = \frac{52620 \text{ Nmm} * 25\text{mm}}{256800 \text{ mm}^4}$$

$$\sigma_c = 5,12 \text{ [MPa]}$$

Esfuerzo Normal de Diseño

$$\sigma_d = \frac{S_y}{N} = \frac{248 \text{ MPa}}{3} \quad (106)$$

$$\sigma_d = 82,66 \text{ MPa}$$

$$\sigma_c < \sigma_d$$

$$5,12 \text{ MPa} < 82,66 \text{ MPa}$$

\therefore Si cumple

Datos: Pernos, **Figura 44**

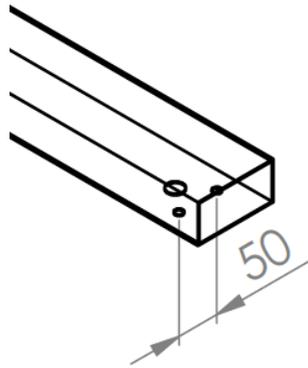


Figura 44. Disposición de los Pernos Miembros Estructural 4

- Fuerza $F_1 = 350,80$ [N]
- Excentricidad $e = 165,4$ [mm]
- Diámetro del Perno $d = 10$ [mm]
- Numero de Pernos = 2
- Ancho de la placa = 100 [mm]
- Distancia desde el centroide hasta el centro de cada perno $r = 25$ [mm]
- Menor espesor de las placas de unión = 2 [mm]
- $S_{yPernos} = 240$ [MPa]
- $S_{yMiembros} = 248$ [MPa]

Procedimiento

Resistencia al cortante, mediante la teoría de la energía de distorsión es,

$$S_{sy} = 0,577(S_{yPernos}) \quad (107)$$

$$S_{sy} = 0,577(240 \text{ MPa})$$

$$S_{sy} = 138,48 \text{ [MPa]}$$

Momento

$$M = F * e \quad (108)$$

$$M = 175,4 \text{ N} * 165,4 \text{ mm}$$

$$M = 29011,16 \text{ [Nmm]}$$

Carga Directa

$$F' = \frac{F}{\text{Número de Pernos}} \quad (109)$$

$$F' = \frac{350,80}{2}$$

$$F' = 175,4 \text{ [N]}$$

Carga de Momento

$$F'' = \frac{M}{r} \quad (110)$$

$$F'' = \frac{29011,16 \text{ Nmm}}{25 \text{ mm}}$$

$$F'' = 1160,44 \text{ [N]}$$

Fuerzas Cortantes Primarias y Secundarias

$$F_A = F_B = \frac{1160,44}{2} + 175,4 \quad (111)$$

$$F_A = F_B = 755,62 \text{ [N]}$$

En la **Figura 45** se presenta un diagrama de fuerzas resultantes,

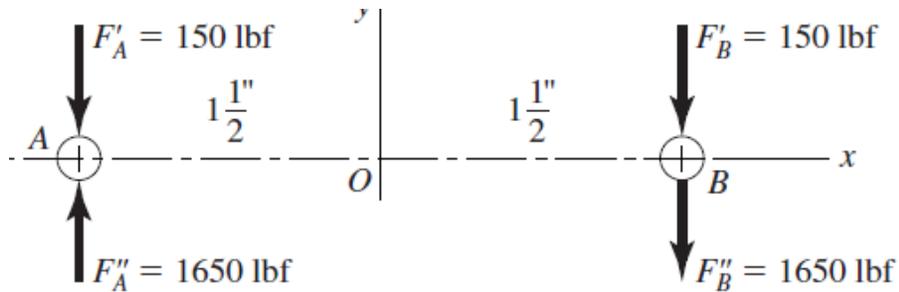


Figura 45. Diagrama de Fuerzas Resultantes

Cortante en Pernos: Área de Corte

$$A_s = \text{Número de pernos} * \frac{\pi D^2}{4} \quad (112)$$

$$A_s = 2 * \frac{\pi(10 \text{ mm})^2}{4}$$

$$A_s = 157,079 \text{ [mm}^2\text{]}$$

Esfuerzo

$$\tau = \frac{F_A}{A_s} \quad (113)$$

$$\tau = \frac{755,62 \text{ N}}{157,079 \text{ mm}^2}$$

$$\tau = 4,81 \text{ [MPa]}$$

Factor de Seguridad

$$N = \frac{S_{sy}}{\tau} \quad (114)$$

$$N = \frac{138,48 \text{ MPa}}{4,81 \text{ MPa}}$$

$$N = 28$$

Aplastamiento en el miembro: Área de aplastamiento

$$A_b = \text{Número de pernos} * \text{Menor espesor de las placas de union} * d \quad (115)$$

$$A_b = 2 * 2 \text{ mm} * 10 \text{ mm}$$

$$A_b = 40 \text{ [mm}^2\text{]}$$

Esfuerzo

$$\sigma_b = \frac{F_A}{A_b} \quad (116)$$

$$\sigma_b = -\frac{755,62 \text{ N}}{40 \text{ mm}^2}$$

$$\sigma_b = -18,89 \text{ [MPa]}$$

Factor de Seguridad

$$N = \frac{S_{y\text{Miembros}}}{|\sigma_b|} \quad (117)$$

$$N = \frac{248 \text{ MPa}}{18,89 \text{ MPa}}$$

$$N = 13,12$$

Aplastamiento en Pernos: Factor de Seguridad

$$N = \frac{S_{y\text{Pernos}}}{|\sigma_b|} \quad (118)$$

$$N = \frac{240 \text{ MPa}}{18,80 \text{ MPa}}$$

$$N = 12,76$$

4.2.6. Cálculo de Volteo

Se determinará el mayor peso que puede soportar el robot basado en cables sin volcar. Además, cuáles son las reacciones verticales a las ruedas lisas A, B, C y D para este caso. El robot tiene un peso de 64,88 [kg], con su centro de gravedad ubicado en G y una carga de prueba en la cuerda más lejana al centro de gravedad del cabezal izquierdo, como se puede observar en la **Figura 46**.

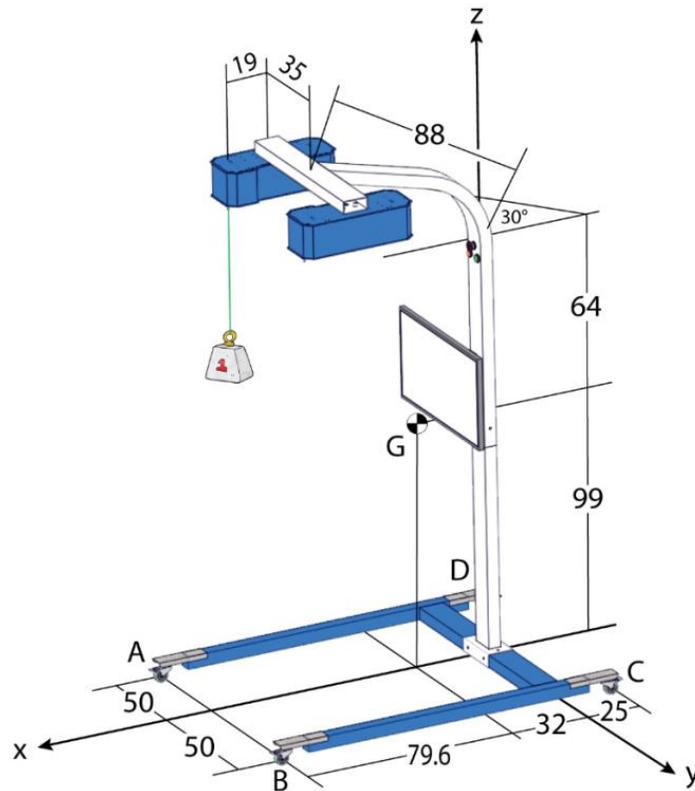


Figura 46. Diagrama de Cuerpo Libre [cm]

El robot basado en cables tiende a volcarse alrededor del eje y, como se muestra en el diagrama de cuerpo libre. Cuando el robot basado en cables está a punto de volcarse, las ruedas C y D pierden contacto con el suelo, por lo tanto.

$$R_C = 0$$

$$R_D = 0$$

Aplicando la ecuación de momento de equilibrio sobre el eje y.

$$\sum M_y = 0 \quad (119)$$

$$W(0,9 \cos(30) - 0,32 - 0,796) - 64,88(0,796) = 0$$

$$W = 156,36 [kg]$$

Usando este resultado y escribiendo la ecuación de equilibrio de momento sobre el eje x y la ecuación de fuerza de equilibrio a lo largo del eje z

$$\sum M_x = 0 \quad (120)$$

$$N_B(0,05) - N_A(0,05) = 0$$

$$\sum M_z = 0 \quad (121)$$

$$N_A + N_B - 64,88 - 156,36 = 0$$

$$N_A = N_B = 110,62 [kg]$$

Además, se realiza el mismo análisis alrededor del eje x, cuando el robot basado en cables está a punto de volcarse, las ruedas B y C pierden contacto con el suelo, por lo tanto.

$$R_B = 0$$

$$R_C = 0$$

Aplicando la ecuación de momento de equilibrio sobre el eje x.

$$\sum M_x = 0 \quad (122)$$

$$W(-0,35) - 64,88(0,5) = 0$$

$$W = 92,68 [kg]$$

Usando este resultado y escribiendo la ecuación de equilibrio de momento sobre el eje Y, y la ecuación de fuerza de equilibrio a lo largo del eje z

$$\sum M_y = 0 \quad (123)$$

$$N_B(0,5) - N_A(0,5) = 0$$

$$\sum M_z = 0 \quad (124)$$

$$N_A + N_B - 64,88 - 92,68 = 0$$

$$N_A = N_B = 78,78 [kg]$$

4.2.7. Análisis por Elementos Finitos

Luego de realizar el diseño mecánico de cada uno de los miembros estructurales, se realizó un análisis por Elementos Finitos, la

Figura 47 muestra el resultado de Esfuerzo Máximo de Von Mises, el cual tiene un valor de 53,20 [MPa] en la base de la columna, siendo este uno de los puntos más críticos del robot, este

debido a los esfuerzos provocados por la carga que realizara el paciente, además se ejecutó un análisis del Factor de Seguridad cuyo valor es de 4,69 como se muestra en la **Figura 48**, con lo que se garantiza una vida útil adecuada, además que se corrobora los cálculos realizados en la sección anterior.

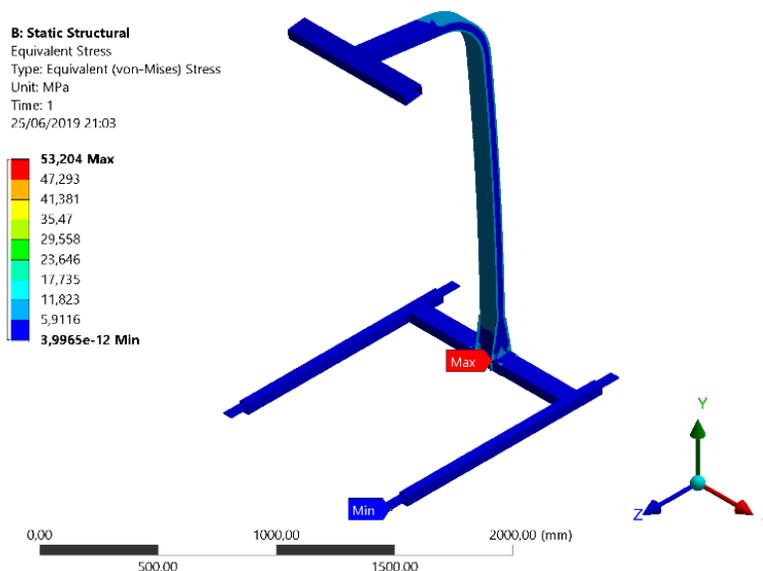


Figura 47. Esfuerzo de Von Mises



Figura 48. Factor de Seguridad

4.3. Diseño del sistema de Generación de Movimiento Basado en Cables

Se inicia por establecer la arquitectura del sistema de generación de movimiento mediante el esquema de la **Figura 49**. Se establece la relación entre subsistemas, y componentes. Una vez establecidos los componentes se procede al diseño y selección de los componentes.

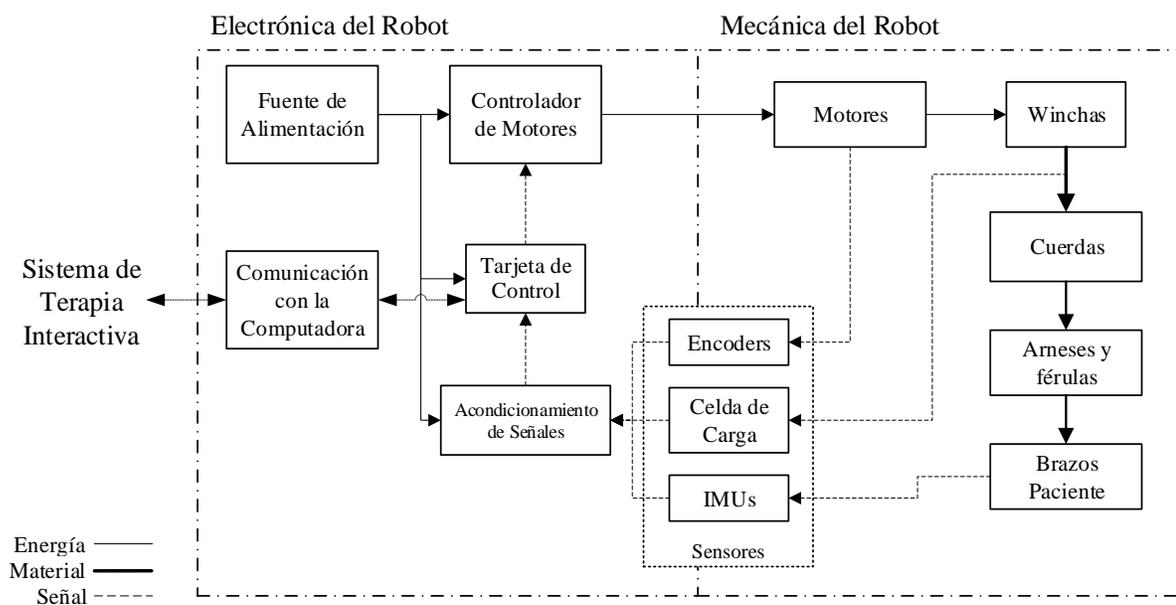


Figura 49. Esquema del robot basado en cables

4.3.1. Selección del cable

Para el diseño del hardware para un robot de cables, el primer elemento mecánico que se selecciona es el cable ya que otros componentes dependen de la longitud, el radio y el material del cable elegido. Por lo tanto, la selección del cable es crucial para el diseño mecánico del equipo robótico (Pott, 2017). Para la selección del cable, se utiliza la metodología de diseño de 8 pasos expuesta por (Gope, 2012).

Paso 1. Selección de cable.

Según la aplicación un robot basado en cables, corresponde con el tipo grúa o elevador con la diferencia de que el cable estará sometido a cargas dinámicas y a varios ciclos de trabajo por lo cual en la selección del cable se consideran tres parámetros principales: la resistencia a la rotura, el porcentaje de elongación y el número de ciclos de doblado n_b .

Con el objetivo de obtener una larga vida útil sin reemplazar los cables, se inicia con el análisis de los ciclos de falla. (Wehr, 2017) en su reciente investigación compara varios materiales con cargas dinámicas, téngase en cuenta que esta prueba se la realizó para el parámetro $\frac{D}{d} = 15$ lo que conlleva al mayor desgaste y vida útil más corta. Los resultados se muestran en la **Figura 50**, donde se observa que las cuerdas de fibras sintéticas son más resistentes al estrés dinámico.

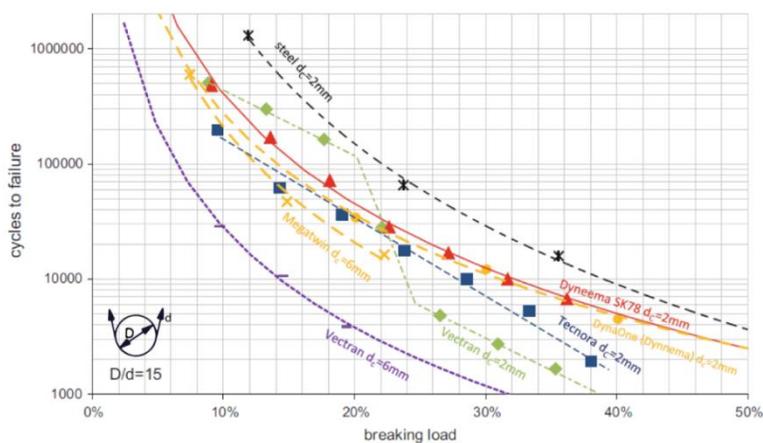


Figura 50. Comparación para los ciclos de falla
Fuente: (Wehr, 2017)

Por lo tanto, se selecciona como material a Dyneema. Lo que se corrobora al considerar el porcentaje de elongación siendo alrededor del 3,5%. Además, basado en la curva de elongación vs tiempo **Figura 51** en la que se observa que el material mantiene su porcentaje de elongación por debajo del 6%.

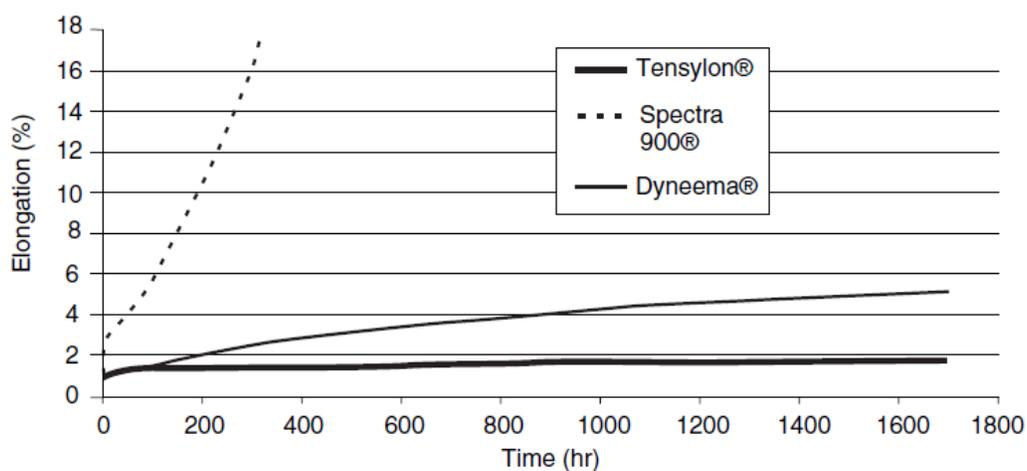


Figura 51. Curva de alargamiento a la fluencia.

Fuente: (Dingenen, 2001)

Paso 2. Selección del diámetro del cable

Considerando la carga máxima $P = 6,20 [Kg]$ y teniendo en cuenta incrementar el número de ciclos de falla se considera el 10% de la resistencia a la ruptura comparando con la tabla tomada del catálogo de la marca alemana LIROS GmbH incluida en el **Anexo 4**. Da como resultado una cuerda de 0,6mm de diámetro con 6 hebras trenzadas, ver **Tabla 22**.

Tabla 22*LIROS Dyneema® Braid Datasheet*

Ref.	Ø mm	Resistencia a la Ruptura [Kg]	Construcción	Formato estándar
00148-0006	0.6	3.8	3-trenzado	500 m
00148-0014	0.14	8.0	3-trenzado	500 m
00148-0018	0.18	11.5	3-trenzado	500 m
00148-0024	0.24	16	6-trenzado	500 m
00148-0030	0.30	25	6-trenzado	500 m
00148-0040	0.40	36	6-trenzado	500 m
00148-0060	0.60	60	6-trenzado	500 m
00148-0080	0.80	90	8-trenzado	500 m
00148-0100	1.00	115	6-trenzado	500 m
00148-0150	1.5	175	8-trenzado	500 m
00148-0200	2.0	200	8-trenzado	500 m
00148-0250	2.5	430	12-trenzado	500 m

Fuente: Tomado de Anexo 4.

Cable seleccionado es Dyneema 6x1 trenzado

Diámetro: $d=0,6\text{mm}$ Carga de ruptura de; $60 [\text{Kg}] = 588,399 [\text{N}]$

Elongación: 3,5%

Peso por cada metro: $0,32 \left[\frac{\text{g}}{\text{m}} \right]$ Módulo de elasticidad: $E = 1,09 \times 10^5 \left[\frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \right]$ **Paso 3.** Estimación del diámetro de la polea

Datos de la aplicación en el equipo de rehabilitación.

- **Diámetro de la polea:** $D = ?$
- **Carga:** $W = 60,89 [\text{N}]$
- **Altura:** $h = 3 [\text{m}]$
- **Tiempo:** $t = 10 [\text{s}]$
- **Velocidad:** $V = 2,5 \left[\frac{\text{m}}{\text{s}} \right]$ Obtenida de especificaciones objetivo en análisis de la competencia basado en métricas

Relación entre el diámetro de la polea y el diámetro de la cuerda recomendado para aplicaciones de montacargas y elevadores $\frac{D}{d} = 100$ tomado de la Tabla 21-45 de Machine Design Data Book (Mahadevan & Balavera, 2005)

$$\frac{D}{d} = 100 \quad (125)$$

$$D = 60 [mm]$$

Paso 4. Cálculo del área de la sección transversal

$$A = 0,4 \times \frac{\pi}{4} d^2 \quad (126)$$

$$A = 0,4 \times \frac{\pi}{4} (0,6 \text{ mm})^2$$

$$A = 0,113 [mm]^2$$

Paso 5. Cálculo del diámetro del cable d_w

$$d_w = \frac{d}{1,5 \sqrt{i}} \quad (127)$$

i = número de hebras por numero de cables.

$$d_w = \frac{0,6}{1,5 \sqrt{6 \times 1}}$$

$$d_w = 0,16 [mm]$$

Paso 6. Peso del cable

$$Wr = \text{peso por cada metro} \times h \quad (128)$$

$$\text{Peso por cada metro} = 0,00032 \left[\frac{kg}{m} \right] = 0,00313 \left[\frac{N}{m} \right]$$

$$Wr = 0,00313 \left[\frac{N}{m} \right] \times 3 [m]$$

$$Wr = 9,39 \times 10^{-3} [N]$$

Paso 7. Cálculo de la carga efectiva.

$$Wea = Wd + Wb + Wa \quad (129)$$

$$Wd = W + Wr$$

$$Wd = 60,89 + 9,39 \times 10^{-3}$$

$$Wd = 60,89 [N]$$

$$Wb = E \frac{d_w}{D} A \quad (130)$$

$$Wb = 1,09 \times 10^5 \left[\frac{N}{mm^2} \right] \frac{0,16 [mm]}{60 [mm]} 0,113 [mm]^2$$

$$Wb = 32,84 [N]$$

$$Wa = \frac{Wd}{g} a \quad (131)$$

$$a = \frac{V}{t} \quad (132)$$

$$a = \frac{2,5 \text{ [m/s]}}{10 \text{ [s]}}$$

$$a = 0,25 \left[\frac{\text{m}}{\text{s}^2} \right]$$

$$Wa = \frac{60,89 \text{ [N]}}{9,81 \left[\frac{\text{m}}{\text{s}^2} \right]} 0,25 \left[\frac{\text{m}}{\text{s}^2} \right]$$

$$Wa = 1,55 \text{ [N]}$$

$$Wea = 60,89 \text{ [N]} + 32,84 \text{ [N]} + 1,55 \text{ [N]}$$

$$Wea = 95,28 \text{ [N]}$$

Paso 8. Cálculo del factor de seguridad.

$$FS = \frac{\text{Resistencia a la ruptura}}{Wea} \quad (133)$$

$$FS = \frac{588,399 \text{ [N]}}{95,28 \text{ [N]}}$$

$$FS = 6,17$$

Paso 8. Cálculo del número de cables.

Factor de seguridad recomendado para aplicaciones de montacargas y elevadores FS = 6 tomado de la Tabla 21-44 de Machine Design Data Book (Mahadevan & Balavera, 2005)

$$N^{\circ} \text{ Cables} = \frac{FS \text{ Recomendado}}{FS \text{ diseño}} \quad (134)$$

$$N^{\circ} \text{ Cables} = \frac{6}{6,17}$$

$$N^{\circ} \text{ Cables} = 0,972 = 1$$

4.3.2. Diseño de cabrestante

El diseño de un cabrestante (o montacargas) depende de sus diversas aplicaciones como en grúas, minas, barcos y todoterrenos. Existen dos formas de enrollar el cable, una es con tambores pudiendo incluir o no sistema de guía para el cable y dos enrollando en capas simples o múltiples una sobre otra (Pott, 2017).

La primera forma es un método de enrollado horizontal de tipo tambor, mantiene constante el radio es decir la relación entre el desplazamiento del cable Δl y el ángulo del tambor $\Delta \theta$ es proporcional $\Delta l / \Delta \theta$ sin embargo el punto de contacto de la cuerda **A** oscila en dirección horizontal. La otra forma es superponer los cables uno sobre otro, la relación en este caso es $\Delta l = r_w \Delta \theta$ descrita en función del radio instantáneo del cabrestante r_w el punto de contacto se desplaza en forma vertical, ver **Figura 52** cada tipo presenta ventajas y desventajas dependiendo la aplicación (Bang Pham, Yang, & Huat Yeo, 2005). Los cabrestantes sin guiado de cable son más simples y económicos de construir ya que el cable se enrolla sobre sí mismo. Los de tipo tambor almacenan menos cable, pero son más precisos para la estimación del largo del cable, además conviene considerar el desgaste del cable. (Pott, 2017).

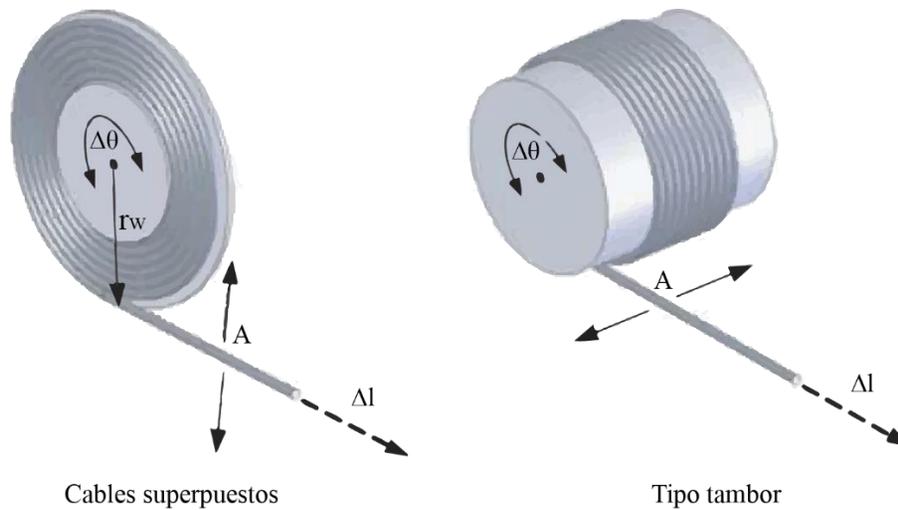


Figura 52. Tipos de enrollamiento
Fuente: (Bang Pham, Yang, & Huat Yeo, 2005).

Basado en estos criterios con la finalidad de simplificar el diseño y optimizar el espacio se considera una polea con superposición de cables, debido a que el diámetro D no permanece constante, es necesario conocer el diámetro final D_f para definir la geometría de la polea.

Para lo cual se utiliza el modelo de una espiral, derivada de la suma de circunferencias de círculos concéntricos. La fórmula aproximada es suficiente en muchas situaciones siempre que el grosor de la cuerda sea pequeño en comparación con el diámetro del rollo. La fórmula exacta, así como la deducción de la fórmula aproximada puede verse en (Giangrandi, 2012).

Sea D_0 el diámetro inicial de la polea, D_f el diámetro exterior del rollo, d es el diámetro de la cuerda, N es el número de vueltas y L la longitud de la cuerda.

$$D_f = 2Nd + D_0 \quad (135)$$

Dónde:

$$N = \frac{d - D_0 + \sqrt{(D_0 - d)^2 + \frac{4dL}{\pi}}}{2d} \quad (136)$$

Datos

- Diámetro de la cuerda: $d = 0,6$ [mm]
- Diámetro inicial: $D_0 = 60$ [mm]
- Longitud de la cuerda: $L = 3$ [m]

$$D_f = 2 \frac{d - D_0 + \sqrt{(D_0 - d)^2 + \frac{4dL}{\pi}}}{2d} d + D_0$$

$$D_f = 76,89 \text{ [mm]}$$

Con estos datos se determina la geometría completa de la polea con las proporciones del perfil de la polea mostrados en la **Figura 53** del libro Design Machine Data Handbook (Soman, 2017) para luego ser modelada en un software CAD como puede verse en la **Figura 54**.

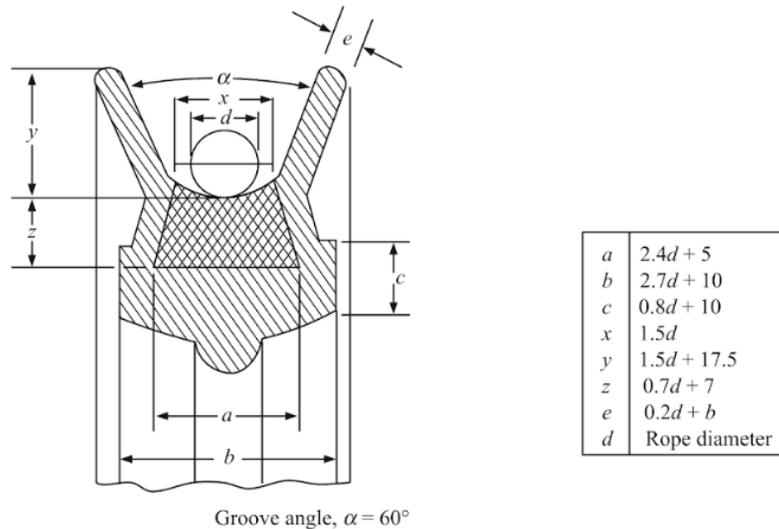


Figura 53. Parámetros de diseño de polea

Fuente: (Soman, 2017)

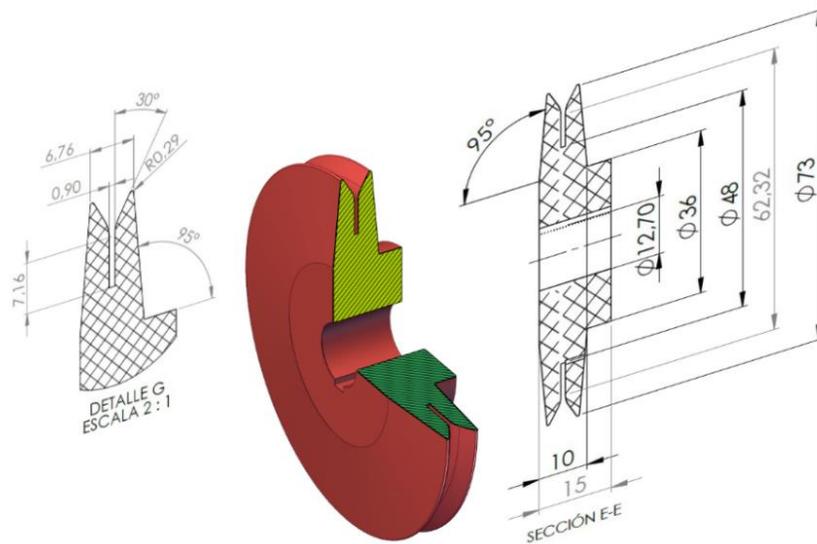


Figura 54. Diseño CAD Polea

4.3.3. Determinación del torque necesario para el cabrestante

Una vez conocida la geometría completa de la polea se puede determinar el torque necesario para levantar la carga $W = 60,89 [N]$. Una forma conservadora de determinar este torque es calcular el peor de los casos, el par motor necesario para cumplir con la aplicación, será mayor

cuando el diámetro de la polea sea más grande por lo cual se considera para el cálculo del torque el diámetro exterior $D_f = 76,89 [mm]$.

$$T = F \times distancia \quad (137)$$

$$T = 60,89[N] \times 38,43[mm]$$

$$T = 2340,91[Nmm]$$

4.3.4. Diseño de chaveta y chavetero

Para el diseño de la chaveta y el chavetero se utiliza el procedimiento de diseño para cuñas propuesto en Diseño de elementos de maquinas (Mott, 2006)

Datos:

- Diámetro del eje: $D = \frac{1}{2} [in]$
- Torque $T = 2340,91[Nmm] = 20,71[lb.in]$
- Material AISI 1020, Recomendación Sección 11-3 Mott.
- Resistencia a la fluencia $S_y = 30000 psi$
- Factor de Seguridad FS= 3, para aplicaciones industriales típicas

De acuerdo con la tabla 11-1 de (Mott, 2006), la dimensión estándar de una chaveta para un eje de $\frac{1}{2} [in]$ de diámetro, sería cuadrada con $W = \frac{1}{8} [in]$ y $H = \frac{1}{8} [in]$ para calcular la longitud mínima que requiere la cuña.

$$L = \frac{4TFS}{DWS_y} \quad (138)$$

$$L = \frac{4 \times 20,71 \times 3}{0,5 \times 0,125 \times 30000}$$

$$L = 0.13 \text{ [in]}$$

$$L = 3.36 \text{ [mm]}$$

Esta longitud es menor que el ancho del cubo de la polea, debido a que el eje incluye anillos de retención en ambos lados de la polea. Se debe mantener el cuñero a bastante distancia de las ranuras de los aros. Entonces, se especificará que la longitud de la cuña es de 11.44 [mm].

El material seleccionado para la polea es Teflón por sus características de baja fricción, con el objetivo de reducir el desgaste de la cuerda debido al rozamiento, para validar el diseño se procede a analizar el comportamiento de la polea mediante el análisis de elementos finitos los resultados pueden verse en la **Figura 55**.

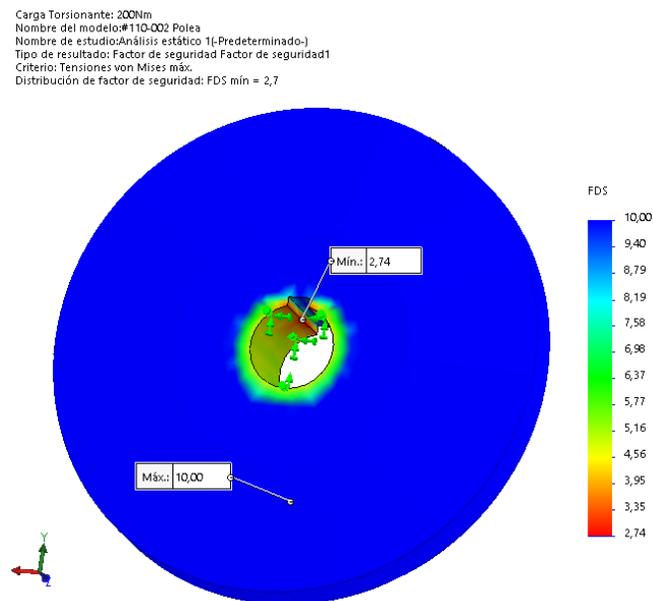


Figura 55. Factor de Seguridad en Polea

Para este análisis se colocarán fijaciones en el eje de la polea y se aplicó una carga torsionante de 200Nm en la cara de contacto con la cuerda, los resultados muestran un Factor de seguridad mínimo de 2,74 en las aristas de la chaveta por lo cual la polea es segura.

4.3.5. Selección de motor y caja.

Los robots de cable funcionan con servomotores eléctricos debido a su buena capacidad de control, muchos otros utilizan motores síncronos de corriente continua. Utilizando cajas de engranajes, la relación de par del motor y la velocidad se pueden adaptar con precisión a las necesidades de las aplicaciones (Pott, 2017).

La aplicación requiere de un torque $T = 2340,91[Nmm] = 2,34[Nm]$ para lo cual se asume una caja con una relación de transmisión $Rt=5:1$ de una sola etapa, considerando un diseño compacto y con el menor número de elementos que puedan fallar, por lo tanto, se calcula el torque necesario del motor mediante:

$$T_m = \frac{T}{Rt} \quad (139)$$

$$T_m = \frac{2,34[Nm]}{5}$$

$$T_m = 0,46[Nm]$$

Se considera la velocidad máxima de las especificaciones objetivo $V = 2,5 \left[\frac{m}{s} \right]$ y se analiza en el peor escenario posible con el diámetro más pequeño de la polea D_0 que requeriría el mayor número de RPMs, por lo tanto, las revoluciones del motor se determinan median.

$$w_m = \frac{v}{r} Rt \quad (140)$$

Dónde:

w_m es la velocidad angular del motor

v es la velocidad de la cuerda

r es el radio de la polea

Rt es la relación de transmisión de la caja

$$w_m = \frac{2,5 \left[\frac{m}{s} \right]}{0,03m} \times 5$$

$$w_m = 416,66 \left[\frac{rad}{s} \right] = 3978,87 \text{ RPMS}$$

Se analizan los valores de torque y velocidad angular de dos posibles motores con las curvas características proveídas por el fabricante, ver **Figura 56**.

Motor A.

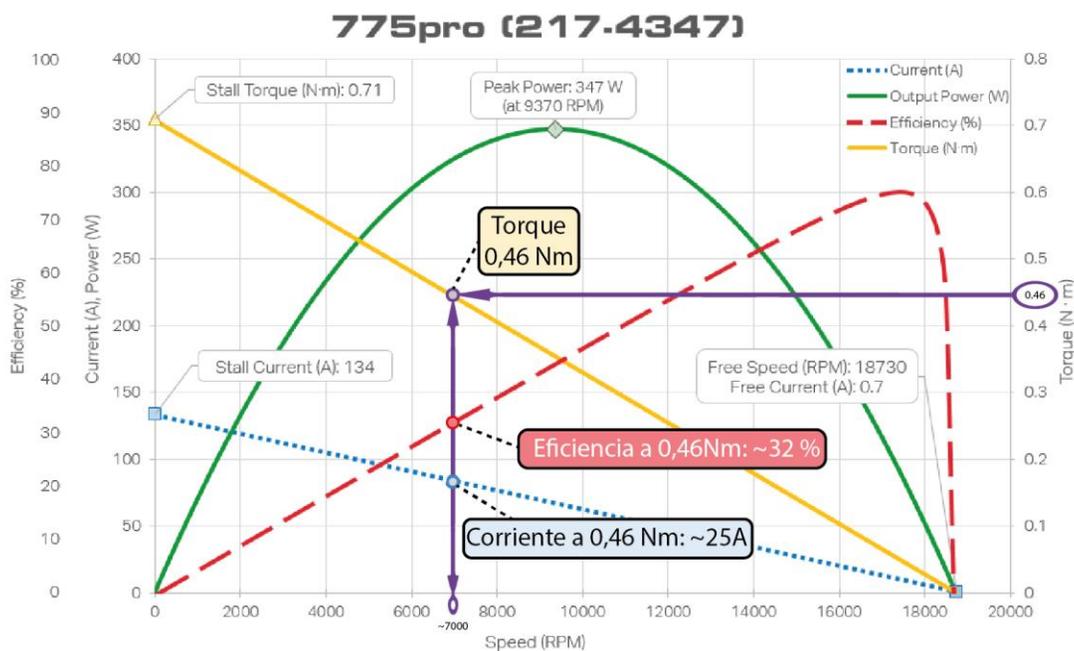


Figura 56. Curvas Motor 775pro (217-4347)

Fuente: (Vex Robotics, 2017)

El motor 775pro alcanza 0.46 [Nm] de torque a aproximadamente a 7000 RPM, requiriendo alrededor de 25 A. Con este torque, el motor está funcionando con una eficiencia de 32%, aproximadamente, ver **Figura 57**.

Motor B

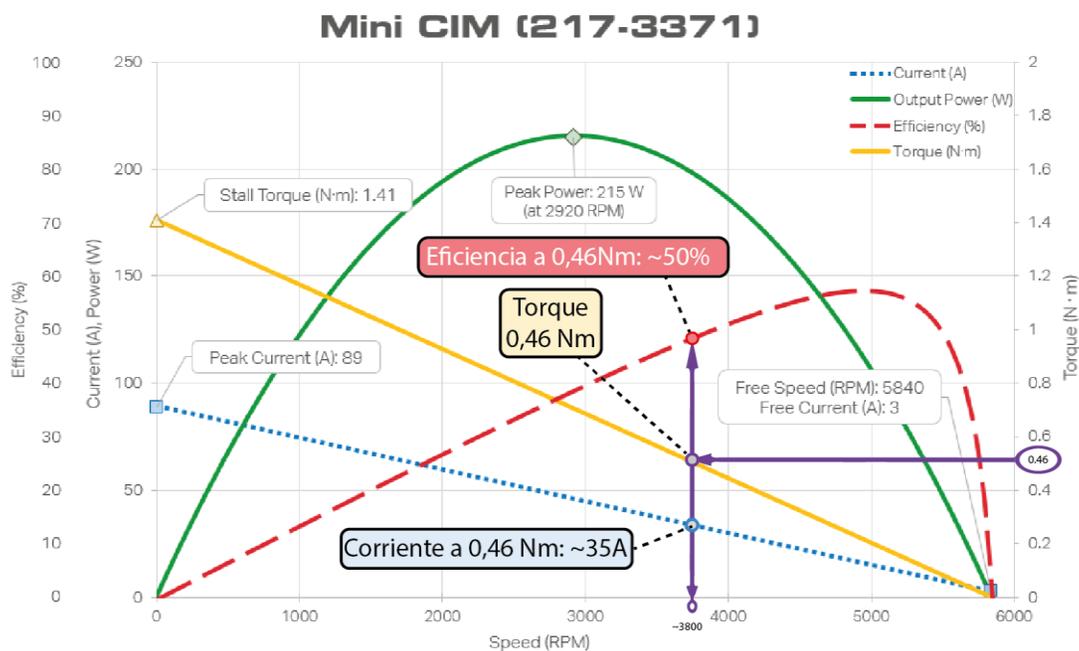


Figura 57. Curvas Motor Mini CIM (217-3371)

<

El Mini CIM alcanza 0.46 [Nm] de torque a aproximadamente 3800 RPM, requiriendo alrededor de 35 A. Con este torque, el motor está funcionando con una eficiencia de 50%, aproximadamente.

Basado en estos resultados se descarta al Motor A por ser muy rápido y poco eficiente para la aplicación, por lo cual se selecciona al Motor B que cumple con los requerimientos de velocidad angular, torque y eficiencia. La hoja técnica completa del motor Mini CIM 217-3371 se muestra en el **Anexo 5**.

4.3.6. Diseño Electrónico del cabrestante

Esta sección se encarga de evaluar y seleccionar a nivel de dispositivos electrónicos que conforman los componentes y subsistemas del cabrestante.

Alternativa de Solución Controlador de Motores

Para el control de motores se propone utilizar un controlador de motores el cual permita variar la cantidad de voltaje y corriente suministrada al motor con el objetivo de controlar tanto su posición, velocidad y aceleración angular, Para lo cual se evalúan controladores que en sus especificaciones técnicas pueden manejar el motor Mini CIM seleccionado en la sección anterior estos controladores son Talon SRX, Roboclaw 2x60A, Sabertooth Dual 60A para evaluar entre las opciones planteadas se consideran los criterios de:

- **Precio:** este criterio evalúa la relación calidad precio del controlador incluyendo los costos de importación.
- **Peso:** Este criterio analiza el peso del controlador en gramos.
- **Tamaño:** Este criterio toma en cuenta el tamaño en largo, ancho y alto incluyendo el disipador del controlador.
- **Modos de Interface:** este criterio analiza los modos interface con el controlador que permite el dispositivo ya sean Analógico, PWM, Serial, I2C, CAN, USB.
- **Soporte de Encoders:** este criterio evalúa si el controlador dispone o no de entrada para la lectura de Encoders y la cantidad de pulsos por revolución que el mismo soporta.

- **Número de Canales:** este criterio evalúa la cantidad de motores que puede controlar.

Tabla 23*Evaluación de la ponderación de criterios – Controlador de Motores*

Criterio	Precio	Número de Canales	Modos de Interface	Soporte Encoders	Tamaño	Peso	$\Sigma +1$	Ponderación
Precio		1	0	0	1	1	4	21%
Número de Canales	1		0	0	0	1	3	16%
Modos de Interface	0	0		1	0	0	2	11%
Soporte Encoders	0	1	1		0	0	3	16%
Tamaño	1	0	0	0		1	3	16%
Peso	1	1	0	0	1		4	21%
Total							19	100%

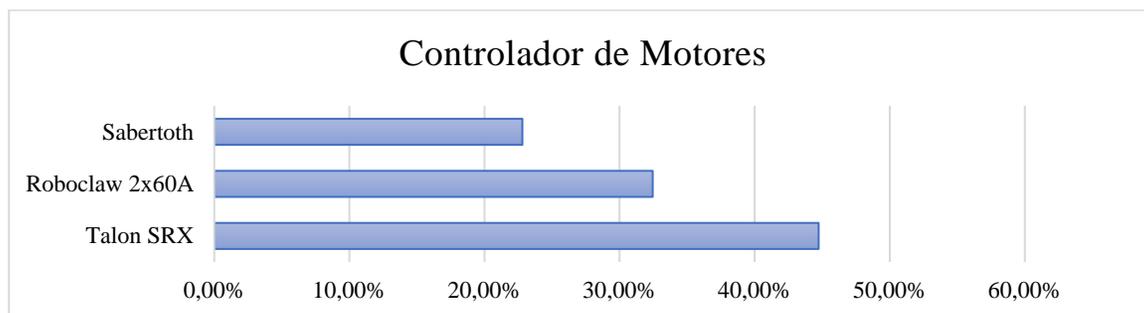
El peso específico de cada criterio es el siguiente:

Precio > Peso > Tamaño > Número de Canales > Soporte Encoder > Modos de Interface

Tabla 24*Calificación de las alternativas – Controlador de Motores*

Alternativa	Precio	Número de Canales	Modos de Interface	Soporte Encoders	Tamaño	Peso
Talon SRX	3	1	3	2	3	3
Roboclaw 2x60A	1	2	2	2	2	2
Sabertooth Dual 60A	2	2	1	1	1	1
Σ	6	5	6	5	6	6

Basado en estas calificaciones, se calculan los resultado **Figura 58** por lo tanto se selecciona como Controlador de Motores a la Talon SRX.

**Figura 58. Calificación de alternativas Control de Motores**

4.3.7. Determinación de la Potencia requerida para la fuente de alimentación.

La fuente de alimentación es el dispositivo encargado de suministrar la potencia eléctrica a los controladores de los motores, siendo el voltaje nominal de 12Voltios y la corriente promedio 35[A] se procede a calcular la potencia necesaria de la fuente para alimentar los 4 cabrestantes simultáneamente.

$$P_T = V_T \times I_T \quad (141)$$

$$P_T = 12[V] \times 35[A] \times 4$$

$$P_T = 1680 [W]$$

Alternativas de Solución Fuente de Alimentación

Para la alimentación de los cabrestantes se consideran fuentes de alimentación conmutadas ya que presentan mejor eficiencia y menor tamaño que las fuentes lineales, Para lo cual se evalúan las siguientes configuraciones en pro de proveer la potencia y el voltaje de salida requerido para los 4 cabrestantes estas configuraciones son: 2 Fuentes HP DPS 1200FB 800W, 1 Fuente IBM Power6 550 1700W y 2 Fuentes Corsair RM850x 850W. Para evaluar entre las opciones planteadas se consideran los criterios de:

- **Precio:** este criterio evalúa la relación calidad precio de la configuración.
- **Peso:** Este criterio analiza el peso de la configuración en gramos.
- **Tamaño:** Este criterio toma en cuenta el tamaño en largo, ancho y alto.

- **Eficiencia:** este criterio analiza el porcentaje de eficiencia provisto por el fabricante en la hoja de características de las fuentes.

Tabla 25

Evaluación de la ponderación de criterios – Fuente de Alimentación

Criterio	Tamaño	Peso	Precio	Eficiencia	$\Sigma +1$	Ponderación
Tamaño		1	1	0	3	30%
Peso	1		0	0	2	20%
Precio	1	0		1	3	30%
Eficiencia	0	0	1		2	20%
Total					10	100%

El peso específico de cada criterio es el siguiente:

Eficiencia > Precio > Tamaño > Peso

Tabla 26

Calificación de las alternativas – Fuentes de Alimentación

Alternativa	Tamaño	Peso	Precio	Eficiencia
2 Fuentes HP DPS 1200FB 900W	2	3	2	3
1 Fuente IBM Power6 550 1700w	1	1	3	1
2 Fuentes Corsair RM850x 850W	3	2	1	2
Σ	6	6	6	6

Basado en este análisis, la **Figura 59** muestra los resultados y por lo tanto se selecciona como Fuente de alimentación al par de Fuentes HP DPS 1200FB 900W.

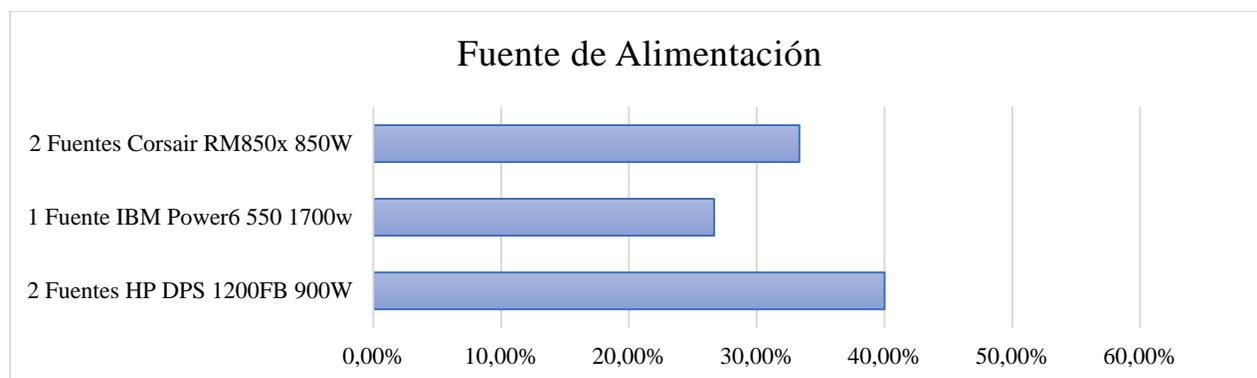


Figura 59. Calificación de alternativas Fuentes de Alimentación

Por lo cual se optó por dos fuentes conmutadas de 900W cada una en paralelo, con el propósito de reducir las caídas de tensión cada fuente alimentara dos cabrestantes. La fuente seleccionas son Hewlett Packard DPS-1200FB las mismas cuentan con salida de 12V y 5V Standby además de soportar conexión I²C para control de encendido y toma de datos.

Selección de fusible y calibre de cables de alimentación.

La corriente de corto circuito para el motor es un 10% más de la corriente nominal según el fabricante, es decir 35[A] por lo cual la corriente de corto circuito es 38,5[A] en valores comerciales se considera el valor de 40[A] se seleccionó fusibles autoreceteables para aumentar el ciclo de vida del producto y reducir los tiempos de mantenimiento.

El calibre del cable para las conexiones de potencia entre la fuente de alimentación y los controladores, se selecciona en función de la corriente nominal de 35[A] siendo un cable 8 AWG.

4.3.8. Diseño y simulación del controlador de longitud de los cables

El Controlador de longitud de los cables deberá ser capaz de manipular la posición angular de las poleas de manera que enrolle y desenrolle el cable produciendo el desplazamiento de las eslingas además deberá tener un controlador de arranque y parada de forma que el paciente no sienta incomodidad al usar el equipo, por tal motivo se propone un esquema de controladores en paralelo compuesto por un Controlador de Posición y un Controlador con curvas de Velocidad y Aceleración similar al usado en robots industriales, el mismo funcionará de forma independiente para cada uno de los 4 cabrestantes. El controlador tiene como retroalimentación Encoders para conocer la velocidad y posición relativa de las poleas, medidores de tensión en las cuerdas, y la retroalimentación del dispositivo de detección de movimiento la **Figura 60** muestra el esquema de control propuesto.

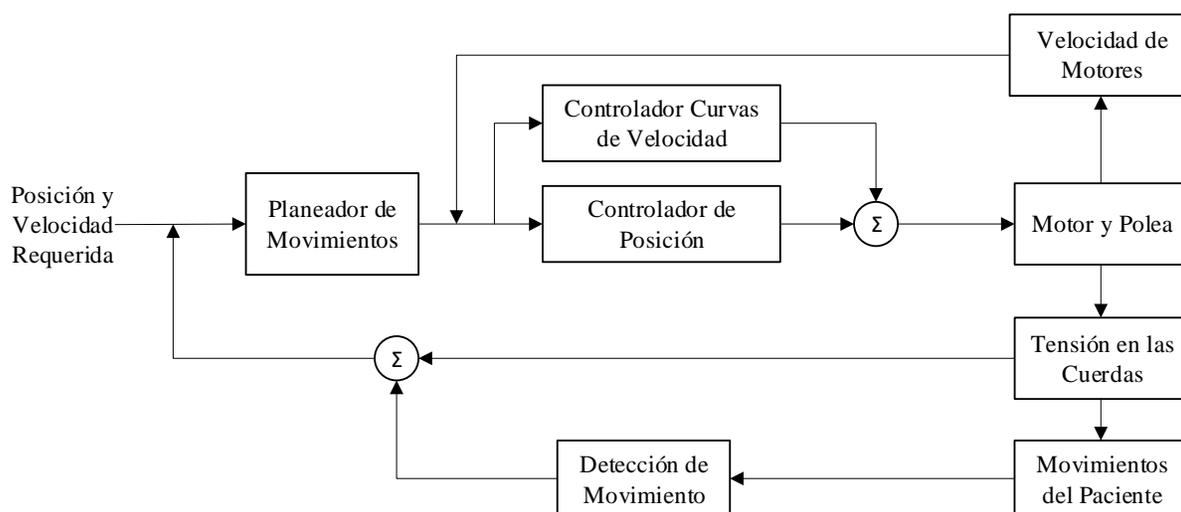


Figura 60. Esquema de Controlador Propuesto

El controlador incluye un planeador de movimientos el cual recibe una señal de status de la tarjeta control principal el cual proporciona la señal de control a los siguientes bloques de control.

El controlador de posición está relacionado inherentemente con el control de velocidad y aceleración lo cual proporciona un arranque y una parada suave. La **Figura 61** muestra las curvas de velocidad y aceleración propuestas para un cambio de posición de 0 a 9.

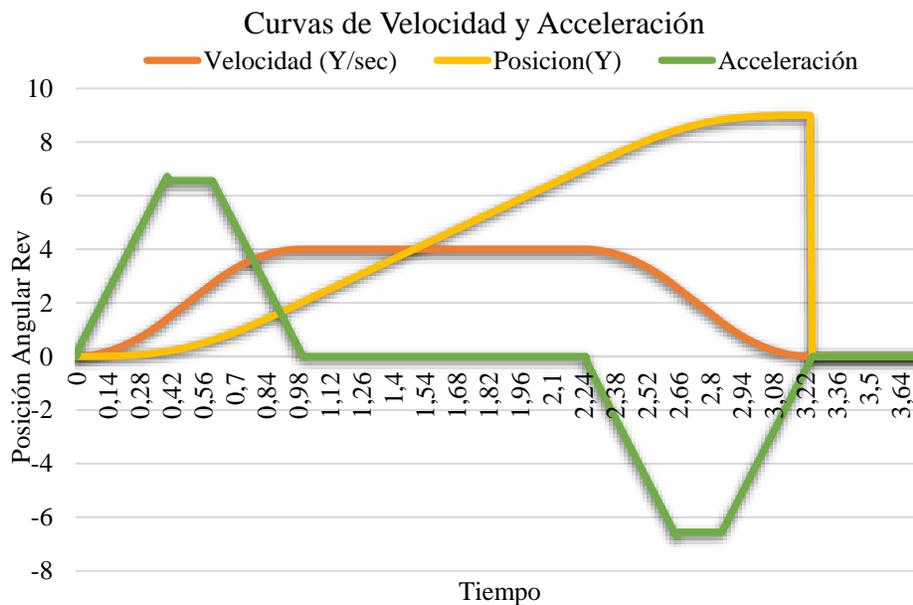


Figura 61. Curvas de Velocidad y aceleración

Para determinar el desplazamiento línea se realiza en función de la fórmula del arco de circunferencia de modo que la posición lineal se determina por.

$$\Delta L = \Delta r \times \frac{2\pi}{360} \Delta\theta \quad (142)$$

El esquema de control propuesto se basa en un controlador en lazo cerrado Proporcional Integral Derivativo con pre alimentación (Feed-forward) PIDF para el cual se procede al cálculo de ganancias k_F , k_P , k_D y k_I .

a) Cálculo de ganancias PIDF

El dispositivo de retroalimentación usado en cada cabrestante es un encoder de cuadratura de 1024 pulsos por revolución PPR los mismos que se encuentran acoplados directamente a la salida de la caja 5:1 los controladores de motores Talon SRX son capaces de leer el cambio de flancos de la señal de ambos canales de los encoders dando como resultado 4096 pulsos por revolución, leídos a una tasa de medición nativa de 100ms.

Estos datos nos permiten calcular la velocidad máxima con el voltaje nominal de 12V, siendo igual a 5205,47 PPR cada 100ms esto nos permite calcular la ganancia F cuando el motor está al 100% la velocidad requerida sea 5205 unidades nativas

Ganancia k_F

$$k_F = \frac{100\% \times 1023}{5205} \quad (143)$$

$$k_F = 0,1965$$

Es útil ya que permite un control lineal de la velocidad del motor independiente de la carga.

Ganancia kP

Dado un error de 2800 unidades nativas suponiendo una respuesta del controlador con un 20% más de la salida del motor podemos calcular la ganancia P.

$$kP = \frac{20\% \times 1023}{2800} \quad (144)$$

$$kP = 0,073$$

Se comprueba mediante la fórmula del error para un error de $2800 \times 0,073 = 204,6$ lo cual es alrededor del 20% de 1023.

Ganancia kD

La ganancia kD se calcula en valores conservativos como 10 veces la ganancia kP

$$kD = kP \times 10 \quad (145)$$

$$kD = 0,73$$

Ganancia kI

El valor de kI se colocó por defecto en valores pequeños iniciando en 0,0001 también se define una zona segura para aplicar la ganancia kI definida para errores inferiores al 10%.

Con estos valores de ganancias se procede a realizar la simulación con el objetivo de tener una respuesta grafica del controlador de forma que se puedan ajustar las constantes.

b) Modelamiento matemático del controlador.

Una vez definida el esquema de control se procede al modelamiento matemático con el software System Vision Cloud se incluye el modelamiento del Motor Mini CIM, la eficiencia de la caja 5:1, buscando incluir la mayor cantidad de variables también se añadieron al modelo cargas inerciales y de fricción así como también la elongación de las cuerdas la **Figura 62** muestra el modelamiento del esquema de control completo.

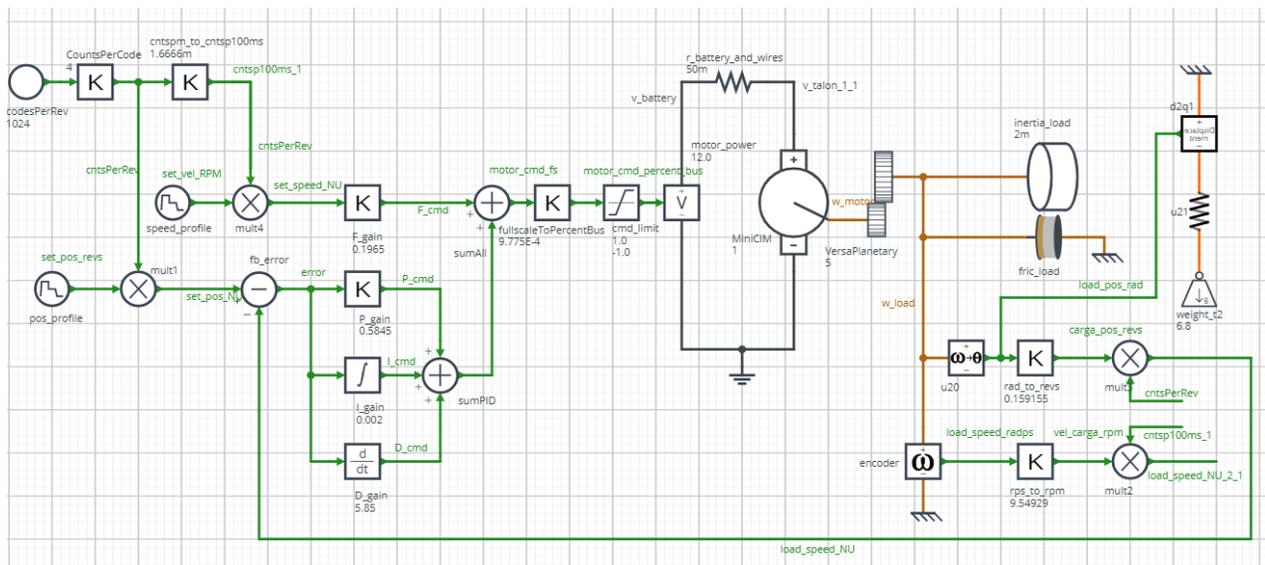


Figura 62. Modelamiento matemático y simulación del controlador.

La **Figura 63** muestra la gráfica de posición establecida y posición medida para un cambio de setPoint de 0 a 5 revoluciones.

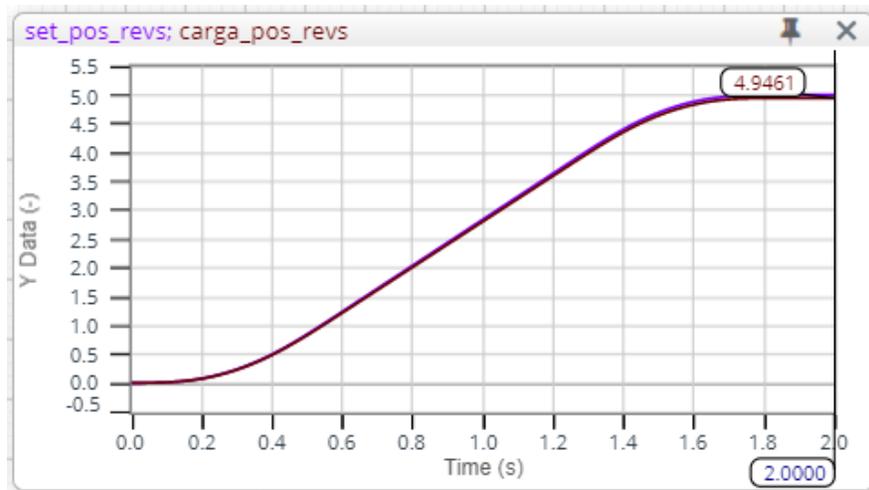


Figura 63. Respuesta del controlador a cambio de setPoint de 0 a 5.

Si bien la gráfica anterior muestra un cambio de posición suavizado con un error igual a 0,0539 la **Figura 64** muestra una velocidad variable con un error de 0,7455 que mejora luego del punto de establecimiento, en el intervalo 0,2seg se observa una aceleración repentina lo cual no es deseable por lo cual se procede a incrementar el valor de kP multiplicándola por potencias de 2. De igual forma q la sección anterior se recalcula el valor de kD.

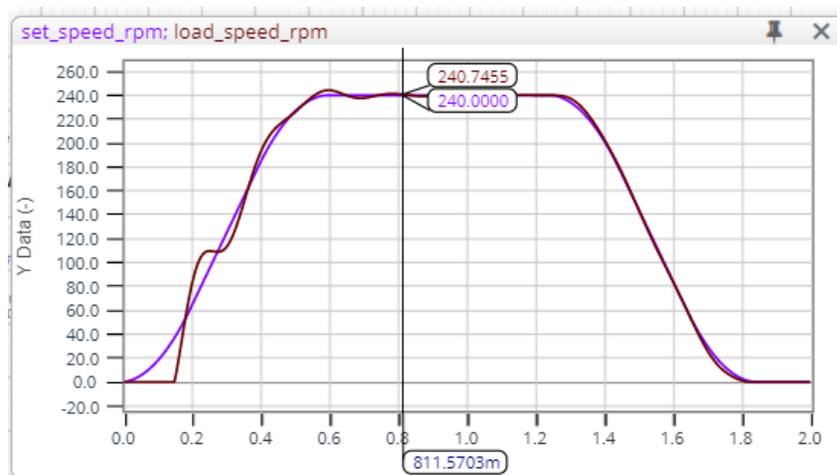


Figura 64. Respuesta de velocidad del controlador PIDF antes de calibración

Una vez realizadas varias iteraciones con k_P multiplicado por 2,4,8,16 finalmente se obtiene un error de velocidad igual a cero como se ve en la **Figura 65** siendo los valores finales de $k_F=0,1965$, $k_P=0,584$ y $k_D=5,845$ y $K_i=0,001$.



Figura 65. Respuesta de velocidad del controlador PIDF luego calibración.

Para finalizar se simuló el esquema de control propuesto en uno de los cabrestantes dentro del entorno virtual en Unity mediante el motor físico y el asset Filo The Cable Simulator una captura de pantalla se muestra en la **Figura 66**.



Figura 66. Simulación con el motor físico en Unity.

4.4. Diseño de cabezales

Los cabezales son los elementos encargados de aislar del usuario a los actuadores, los circuitos de potencia y de control de manera que se proteja al paciente y a los elementos de golpes, polvo y agua. Además proporciona una capa de insonorización para reducir el ruido del equipo. Para lo cual se dispuso a los elementos de la manera más compacta posible con la ayuda de un software CAD y los modelos 3D provistos por los fabricantes. Como se muestra en la **Figura 67**.

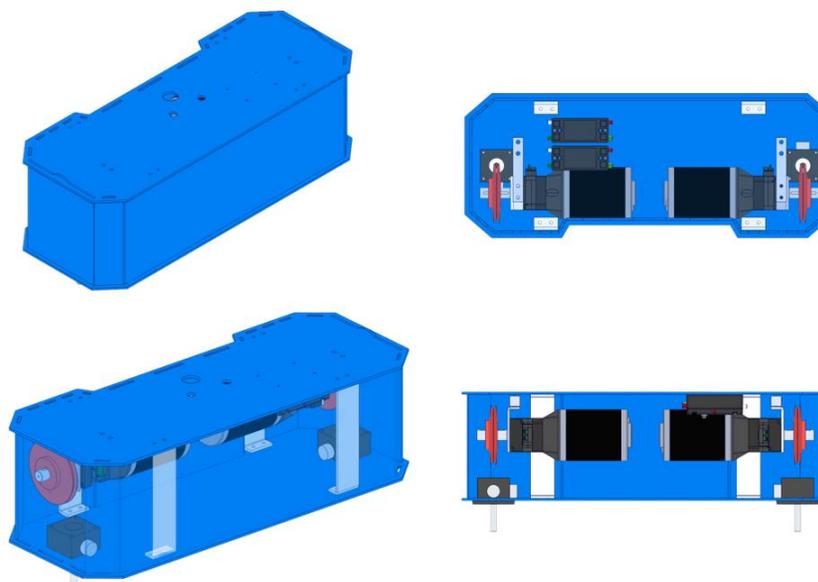


Figura 67. Disposición de componentes en cabezales

4.4.1. Criterios de diseño para el Cabezal

Cálculo de la carga máxima (F_c)

Para determinar la carga máxima que va a soportar el cabezal, se considera el peso de cada uno de los elementos que forman parte del cabezal, más el peso del brazo del paciente, como se puede observar en la **Tabla 28**.

Tabla 27*Componentes y sus pesos ME #5*

Componentes	Peso [Kg]	Cantidad	Total [Kg]
Componentes	23,36	1	6,56
Miembro Estructural 2	6,2	1	6,2
Total			12,76

$$F_2 = 12,76 * 9,81 \left[\frac{m}{s^2} \right]$$

$$F_2 = 125,17 [N]$$

Cálculos de Diseño

En la **Figura 39** se puede observar la geometría cabezal, para el diseño del mismo se considera el esfuerzo máximo y la deflexión, el mismo que es analizado como una viga en voladizo con carga en el extremo.

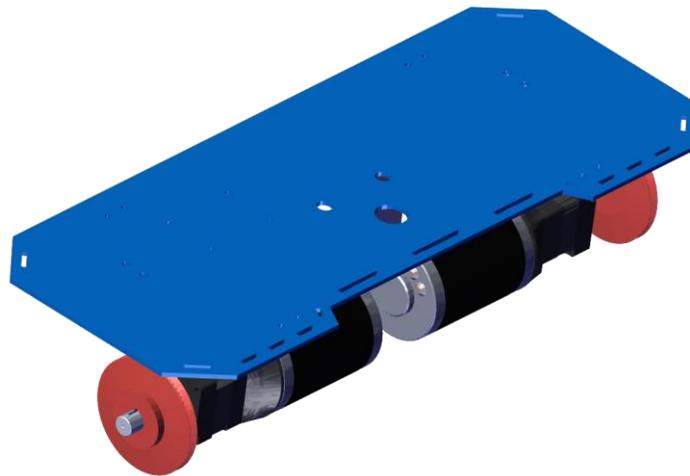


Figura 68. Geometría del Cabezal

A continuación, se presenta el procedimiento de diseño para una viga en voladizo con carga en el extremo, según (Budynas & Nisbett, 2008).

Datos

Fuerza $F_c = 125,17 [N]$

Longitud de la viga $L = 164[mm]$

Perfil: Se utilizó un perfil con los siguientes datos:

El perfil tiene forma rectangular de $164 \times 3[mm]$, la **Figura 71** muestra la sección transversal

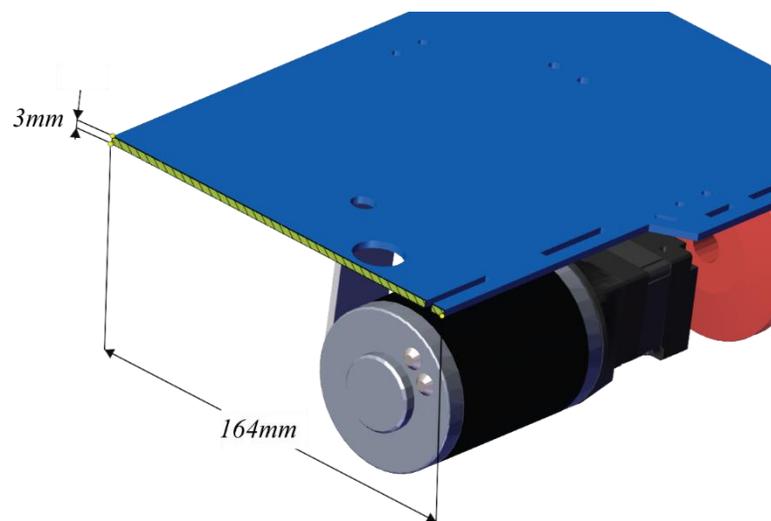


Figura 69. Sección Transversal placa metálica [mm]

- $b = 164[mm]$
- $h = 3[mm]$
- **Material:** Acero estructural ASTM A36
- $E = 200000 [MPa]$
- $S_y = 248 [MPa]$

Procedimiento

Reacciones

$$R = F_c$$

$$R = 350,80[N]$$

Momento

$$M_{AB} = F \times l$$

$$M = 125,17[N] * 164[mm]$$

$$M = 20528,79 [Nmm]$$

Inercia

$$I = \frac{hb^3}{3}$$

$$I = \frac{(3)(164)^3}{12}$$

$$I = 1102736 \text{ mm}^4$$

Flexión Máxima

$$Y_{max} = -\frac{Fl^3}{3EI}$$

$$Y_{max} = -\frac{(125,17 \text{ N})(164 \text{ mm})^3}{3 * 200000 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2} * 1102736 \text{ mm}^4}$$

$$Y_{max} = -0,0008 [mm]$$

Flexión permitida en el diseño

$$Y_{diseño} = \frac{L}{360} = \frac{164 \text{ mm}}{360}$$

$$Y_{diseño} = -0,45 \text{ mm}$$

$$Y_{max} < Y_{Diseño}$$

$$0,0008 \text{ mm} < 0,45 \text{ mm}$$

\therefore Si cumple

Límite de flexión recomendado

$$\frac{Y_{max}}{L} = 0.00001 \text{ a } 0.0005 \text{ [Precisión Moderada]}$$

$$\frac{Y_{max}}{L} = \frac{0,0008 \text{ mm}}{164 \text{ mm}}$$

$$\frac{Y_{max}}{L} = 5,08 * 10^{-6}$$

\therefore Si cumple

Esfuerzo Normal Calculado

$$\sigma_c = \frac{Mc}{I}$$

$$\sigma_c = \frac{20528,79 \text{ Nmm} * 1,5\text{mm}}{1102736 \text{ mm}^4}$$

$$\sigma_c = 0,02 \text{ [MPa]}$$

Esfuerzo Normal de Diseño

$$\sigma_d = \frac{S_y}{N} = \frac{248 \text{ MPa}}{3}$$

$$\sigma_d = 82,66 \text{ MPa}$$

$$\sigma_c < \sigma_d$$

$$0,02 \text{ MPa} < 82,66 \text{ MPa}$$

\therefore Si cumple

Por lo tanto, se utilizó Acero A36 de 3mm de espesor y para las además paredes acrílico liso de 3mm de espesor, los cabezales se diseñaron de tal forma que se puedan cortar mediante laser CNC. Para el ensamblado se utilizarán tornillos hexagonales de cabeza avellanada M4, El prototipo se diseñó de manera que los cabezales permitan el acceso a los componentes en su interior de tal forma que se puedan realizar inspecciones visuales de los mismos. Los elementos desmontables están fijados por ranuras para las tapas frontales y traseras, en el caso de las tapas laterales se fijan mediante imanes de neodimio como se observa en la **Figura 70**.

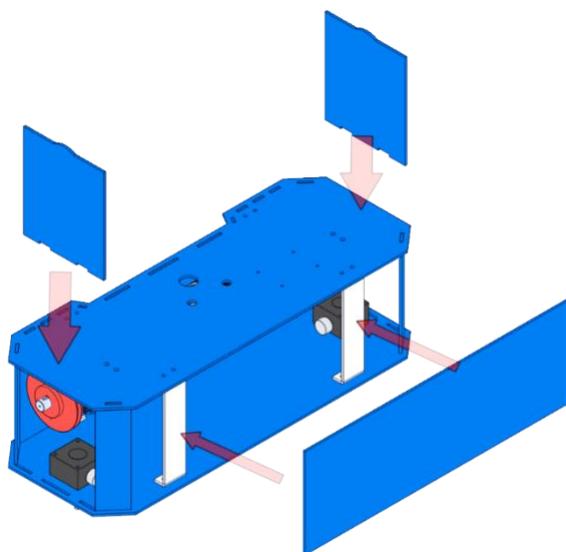


Figura 70. Tapas de acceso en cabezales

4.5. Selección dispositivos de entrada salida.

Los dispositivos de entrada y salida se clasifican en indicadores, y entradas digitales. El equipo contara con un indicar lumínico de color verde para indicar el estado encendido y un indicador color rojo para mostrar la presencia de un error en el sistema se muestra en la **Figura 71**.



Figura 71. Indicadores lumínicos

Los indicadores seleccionados son de la marca Camscro de 110V AC siendo necesaria una etapa de potencia que consiste en una salida digital mediante relé a través de un optoaislador lo que permite su accionamiento desde la tarjeta de control principal, como se muestra en la **Figura 72**.

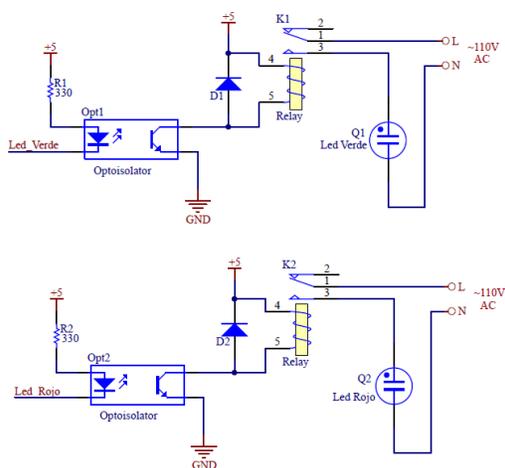


Figura 72. Salida digital para indicadores con relé y optoaislador

Como paro de emergencia se selección un botón de emergencia de tamaño mediano de la marca Camco se muestra en la **Figura 73** el mismo que se conectara a una entrada con interrupción de la tarjeta de control principal la misma verificara si se ha presionado el botón o si se ha producido un error, de hacerlo el equipo bloqueara los motores en la posición actual y encenderá la señal lumínica de color rojo hasta que se elimine el error y se libere el paro de emergencia.



Figura 73. Botón de emergencia

Se ubicó estos dispositivos de manera que sean visibles en todo momento a una altura de acuerdo al promedio en Ecuador según (Lema, 2013) es igual a 1,53 metros de forma que sean visibles y alcanzables en todo momento por la persona que este supervisando la terapia. La disposición en el equipo se muestra en la **Figura 74.**

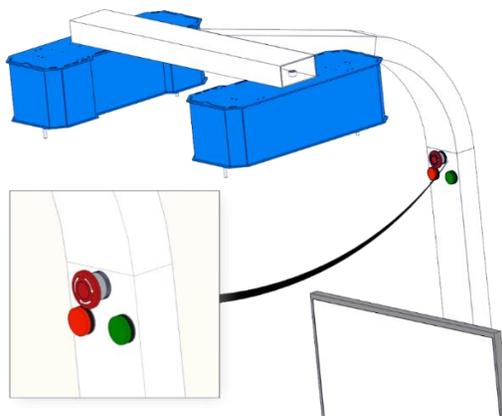


Figura 74. Disposición de dispositivos de entrada y salida

4.6. Diseño de la Tarjeta de Control Principal

La tarjeta de control principal es el alma del equipo robótico la cual realiza la integración entre el Sistema de Generación de Movimiento y el Sistema de Terapia Interactiva además realiza el monitoreo de los dispositivos de entrada y salida y gestiona la Planeación de Movimientos enviando los setPoint de posición para cada uno de los controladores de motores.

Como dispositivo de control se selección un microcontrolador de 32bits ARM Córtes-M4 en la tarjeta de desarrollo Teensy 3.2 frente a un PLC debido a su bajo precio, su facilidad de programación y frecuencia de reloj de 96MHz además de incluir soporte para el protocolo de BUS CAN para la interconexión con los controladores de los motores y conexión USB nativa para la comunicación con el sistema interactivo en el PC como se muestra en **Figura 75**.

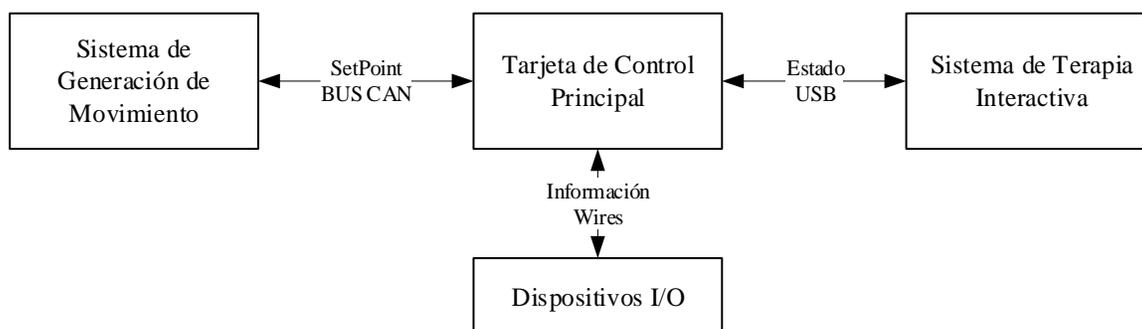


Figura 75. Esquema de interconexión la tarjeta de control principal

Para lo cual se diseñó una placa de circuito impreso para la interconexión de estos componentes de forma que permita un intercambio modular de tipo ranura en el caso de producirse fallas o averías en alguno de los sistemas como se muestra en la **Figura 76**.

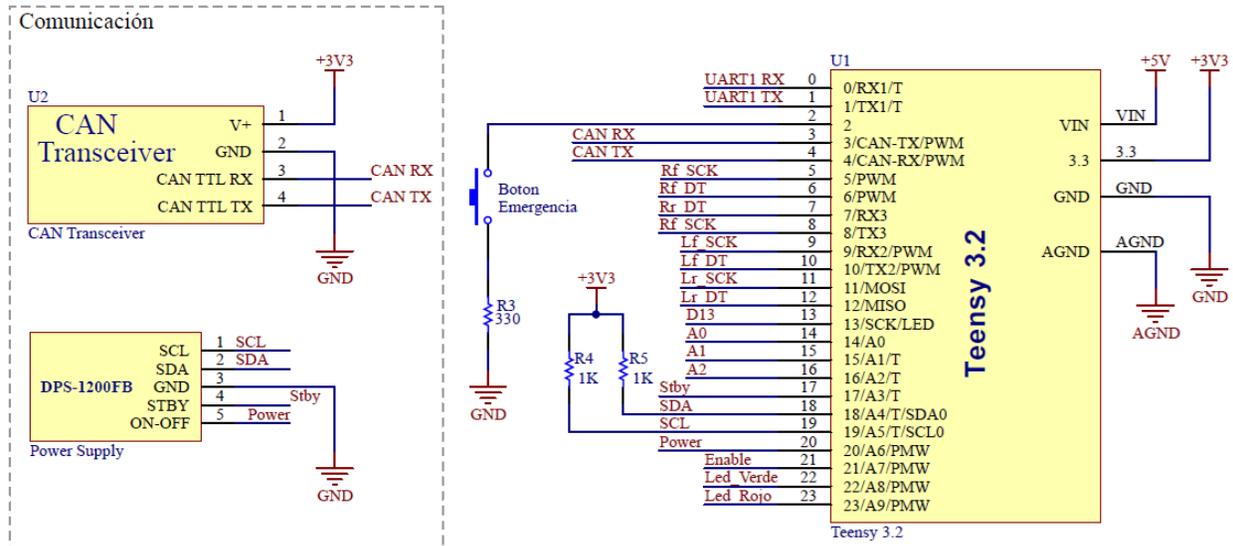


Figura 76. Esquema de Conexión tarjeta de control principal

La Figura 77 muestra el diseño de la PCB para la tarjeta de control principal realizada en software de diseño electrónico el diagrama de conexión completo se muestra en el Anexo 6.

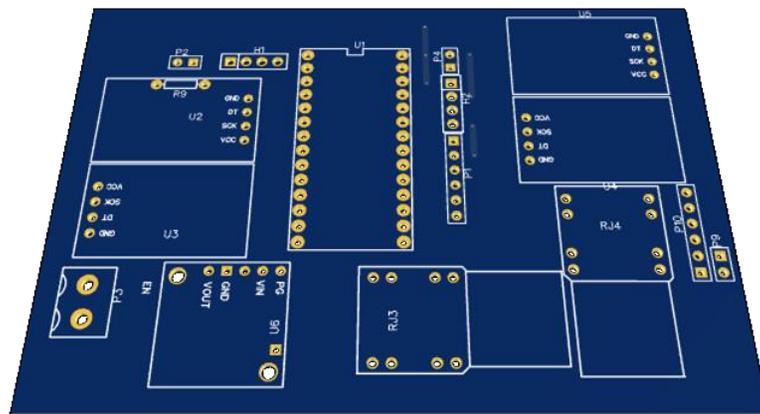


Figura 77. Circuito impreso de la tarjeta principal

La disposición final, así como la interacción entre los componentes luego de su selección y validación se muestra en la Figura 78.

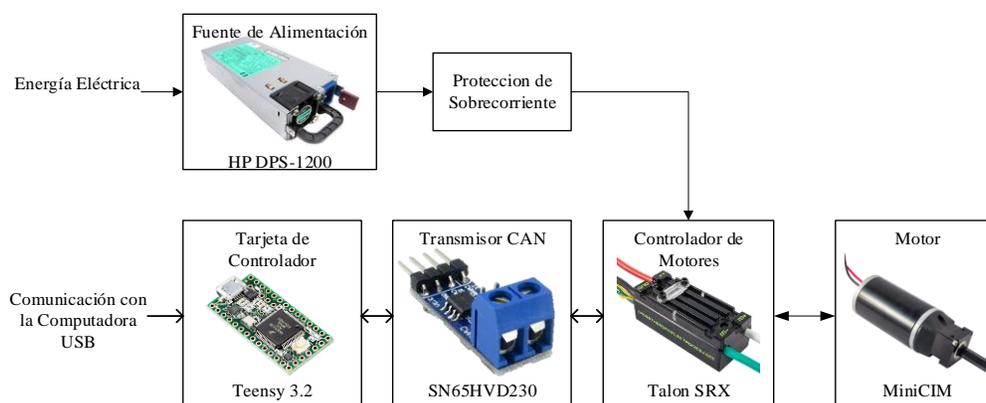


Figura 78. Componentes del sistema de Generación de Movimiento

4.7. Diseño electrónico del Sistema de Detección de Movimiento

El dispositivo de detección de movimiento tendrá la capacidad de obtener la orientación de los brazos en el espacio tridimensional para lo cual se considera la utilización de dispositivos de medición inerciales basados en Sistemas-Micro-Electro-Mecánicos MEMS los mismos proveen información tanto de aceleración lineal, aceleración angular, intensidad de campo magnético, presión, temperatura y altitud.

Para lo cual se consideran diferentes módulos que incluyen estos dispositivos en un solo chips la siguiente **Tabla 28** resume las características y modelos disponibles en el mercado.

Tabla 28
Selección de Sensores Inerciales

Dispositivo	MPU-6050	GY-80	MPU-9150	MPU-9250	LSM9DS0	MPU-6050+ HMC5883L
Acelerómetro	MPU-6050	ADXL345	MPU-6050	MPU-6500	LSM300D	MPU6050
Giroscopio	MPU-6050	L3G4200D	MPU-6050	MPU-6500	L3G4200D	MPU-6050
Magnetómetro		HMC5883L	AK8975A	AK8963	LIS3MDL	HMC5883L
Sensor de Presión		BMP-180				
Acelerómetro Hz	200/41	200/100	200/41	200/42	200/50	200/41
Giróscopo Hz	200/42	200/50	200/42	200/44	190/12.5	200/42
Magnetómetro Hz		15	10	8	12.5	15

CONTINÚA →

Costo \$	2-5	16	15	12-33	28-30	5-10
Proveedor	Amazon.com	Amazon.com	Goodluckbuy.com	embeddedmasters.com	Sparkfun.co, NorDevX.com	Amazon.com

Fuente: (Winer, 2019)

Se optó por la MPU-9250 por incluir acelerómetro, giroscopio y magnetómetro además de contar con un procesador de movimiento digital DMP y frecuencias de datos en aceleración y giróscopo de 200Hz y 8Hz en el magnetómetro.

Para la selección del microcontrolador encargado de realizar el algoritmo de fusión de sensores se analizó la **Tabla 29** la cual muestra diferentes microcontroladores y el frame rate alcanzado al utilizar algoritmos de fusión de sensores Madgwick y Mahony.

Tabla 29

Selección de Microcontroladores.

Dispositivo	Algoritmo	MPU-6050	GY-80	MPU-9150	MPU-9250	LSM9DS0	MPU-6050+ HMC5883L
Pro Mini 8 MHz	Madgwick	183 Hz	132 Hz	124 Hz	128 Hz	124 Hz	121 Hz
	Mahony		177 Hz	170 Hz	176 Hz	180 Hz	167 Hz
Uno 16 MHz	Madgwick	395 Hz	236 Hz	240 Hz	243 Hz	270 Hz	232 Hz
	Mahony		343 Hz	360 Hz	357 Hz	395 Hz	307 Hz
Teensy 3.1 24 MHz	Madgwick	1365 Hz	544 Hz	800 Hz	840 Hz	980 Hz	617 Hz
	Mahony		662 Hz	1080 Hz	1140 Hz	1440 Hz	770 Hz
Teensy 3.1 48 MHz	Madgwick	2330 Hz	812 Hz	1400 Hz	1500 Hz	1880 Hz	948 Hz
	Mahony		950 Hz	1900 Hz	1980 Hz	2780 Hz	1125 Hz
Teensy 3.1 96 MHz	Madgwick	3200 Hz	985 Hz	1900 Hz	2120 Hz	2750 Hz	1150 Hz
	Mahony		1122 Hz	2550 Hz	2750 Hz	4275 Hz	1350 Hz
STM32F401 42 MHz	Madgwick	4400 Hz					
	Mahony						
STM32F401 84 MHz	Madgwick	5500 Hz		4600 Hz	4870 Hz		
	Mahony			4750 Hz	5000 Hz		

Fuente: (Winer, 2019)

Por lo cual con el objetivo de tener la mayor frecuencia de muestreo la mejor alternativa es el STM32F401 sin embargo se adquirió el microcontrolador STM32F103 con una frecuencia de reloj de 120MHz disponible en el mercado,

Para la comunicación con el sistema de terapia interactiva se seleccionó la interface bluetooth por venir incluido en la mayoría de computadores, además de ser una conexión punto a punto por lo que prescinde de dispositivos adicionales como módems o routers.

Como fuente de alimentación se propone el uso de una batería LiPo de una celda para proveer de energía a los sensores, microcontrolador y bluetooth para garantizar un largo periodo de funcionamiento. Se procede a calcular la autonomía, los consumos de cada uno de los componentes se muestran en la **Tabla 30**.

Tabla 30

Consumo de componentes sistema de detección de movimiento

Componente	Corriente de Consumo [mA]
STM32F103	2,5
MPU 9250	3,6
Bluetooth HC054	50
4 leds Indicadores	40
Total	96,1

La batería selecciona es una LiPo Tenenergy 1S de 500mAh con un factor de descarga de 4C por lo cual se determina la tasa de descarga.

$$Tasa\ de\ Descarga = Capacidad \times Factor\ de\ Descarga \quad (146)$$

Dando como resultado 2Ah para un consumo promedio de 100mA garantiza una autonomía teórica de al menos 20h de funcionamiento continuo lo cual es suficiente para la aplicación en terapias físicas.

El sistema de detección de movimiento con sus componentes seleccionados y la interacción entre los mismos se muestra en la **Figura 79**.

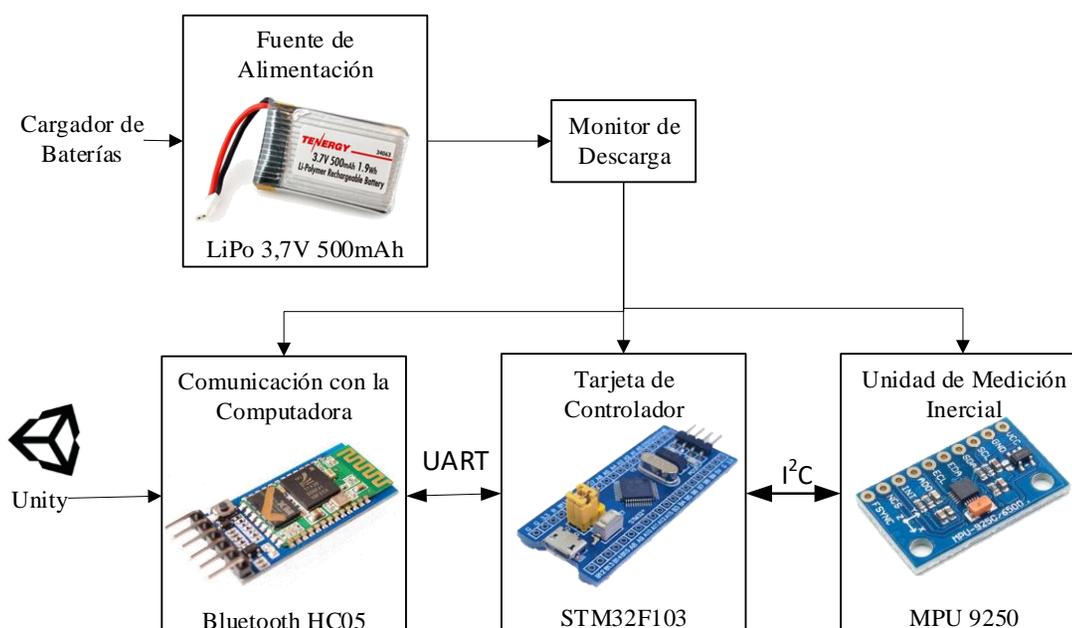


Figura 79. Componentes para detección de movimiento

La **Figura 80** muestra el diseño de la PCB para la tarjeta de control principal realizada en un software de diseño de PCB el diagrama de conexión completo se muestra en el **Anexo 7**.

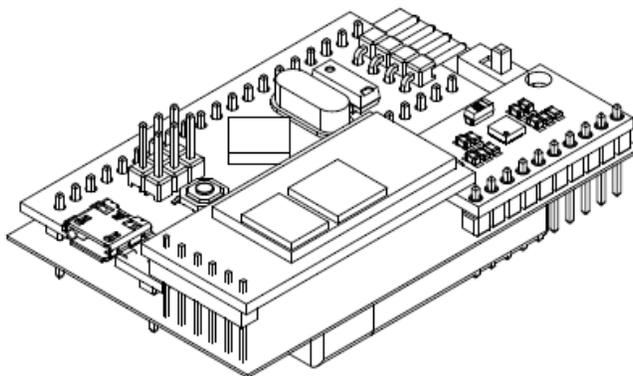


Figura 80. Disposición de componentes para detección de movimiento

4.7.1. Algoritmo de Fusión de Sensores Inerciales

Para obtener la orientación en el espacio tridimensional de cada uno de los dispositivos de detección de movimiento es necesario realizar la correcta adquisición y lectura de los datos del Acelerómetro, Giroscopio y Magnetómetro para cada uno de los ejes X, Y, Z, con el objetivo de determinar los vectores de referencia de gravedad y norte magnético. Se busca un algoritmo para la fusión de sensores, se probaron algunas versiones de Código Abierto como: O.H. Madgwick, Robert Mahony, Complementario y DCM(Matriz de Rotación), con esos cuatro últimos no se obtuvieron resultados favorables, debido a que tenían baja frecuencia de muestreo, presencia de deriva y Gimbal Lock, por lo tanto como otra opción se utilizó un algoritmo propiedad de InvenSense, liberado recientemente para el modelo de la MPU9250, el cual combina la salida del DMP (Procesador de Movimiento Digital), con los datos del giroscopio y acelerómetro en 6 ejes. Para compensar la deriva del giroscopio y el ruido del acelerómetro, se utiliza el magnetómetro de

tres ejes para obtener una referencia constante (norte magnético), de tal manera que el sistema tenga dos vectores de referencia.

En la **Figura 81** se muestra el diagrama de flujo del algoritmo de fusión de 9 sensores, el cual trabaja la orientación en forma de Cuaternión. La salida del algoritmo es un Cuaternión el cual corrige en gran medida la deriva y el bloqueo de giroscopio, el mismo que es empleado para la detección de movimiento en el software Unity.

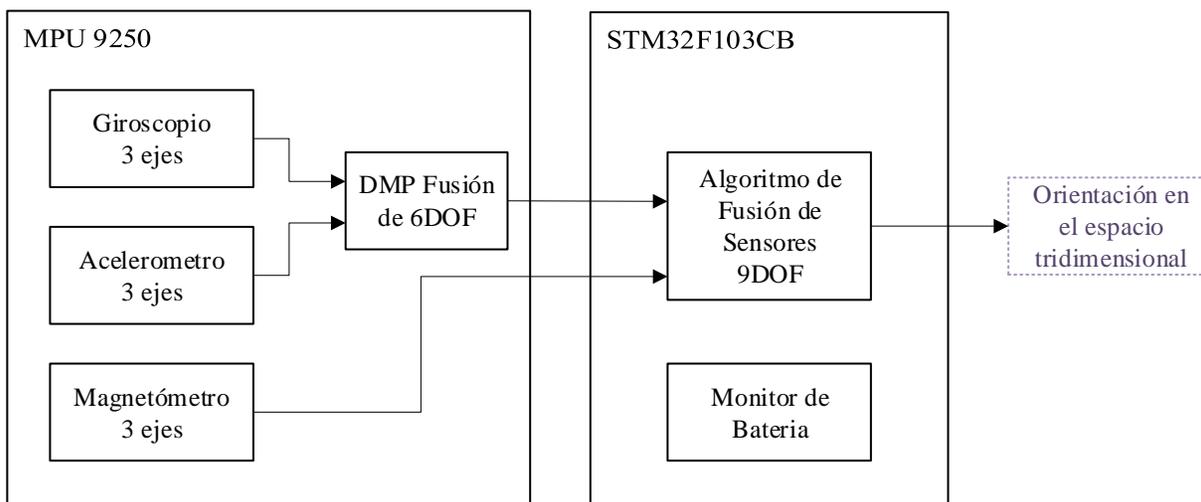


Figura 81. Algoritmo de Fusión de Sensores

Para el sistema de detección de movimiento se diseñaron carcazas en donde están alojados los sensores, las cuales incluyen correas para asegurarlos fácilmente al brazo del paciente. En la **Figura 82** se puede observar la parte interna y externa del dispositivo de detección de movimiento, en total se utilizan 4 de estos dispositivos. Al colocar uno de estos dispositivos al brazo o antebrazo del paciente, los cambios en la orientación de dichas partes del cuerpo son equivalentes a los cambios en la orientación del dispositivo.

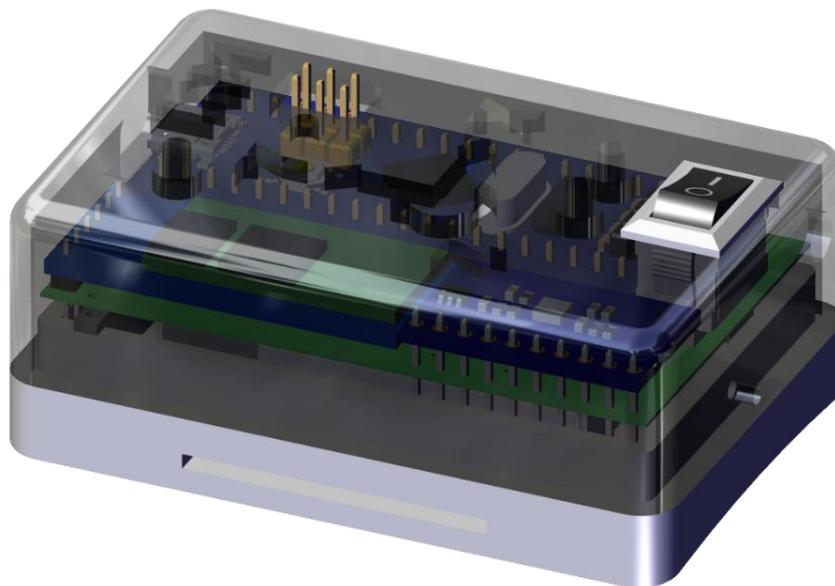


Figura 82. Carcasa Dispositivo de Detección de Movimiento

4.8. Diseño del Sistema de Terapia Interactiva con Realidad No Inmersiva

Para esta etapa del proyecto se desarrollará un sistema de Terapia interactiva mediante una interfaz gráfica la cual es amigable e intuitiva, al mismo tiempo permite al paciente contar con un entorno motivante a lo largo de la sesión de terapia, así como también tener un control de progreso para el fisioterapeuta. Para el diseño, se utilizó el software Unity 3D, que es un motor de diseño de juegos muy utilizado, además permite la comunicación con dispositivos como Arduino, Raspberry Pi, Teensy y diferentes tipos de sensores a través de protocolos como bluetooth, wifi y comunicación serial. Las siguientes subsecciones, muestran las etapas del desarrollo de la gamificación, base de datos, detección de movimiento y las diferentes escenas que forman parte de la interface gráfica.

4.8.1. Esquema general

Para el diseño de la interface gráfica se lo realizó mediante escenas las cuales tiene conexión entre ellas por medio de botones intuitivos dentro de las escenas como regresar, salir o atrás, se muestran en la **Tabla 31**, las mismas que serán detalladas en las secciones siguientes.

Tabla 31
Escenas de la interface gráfica

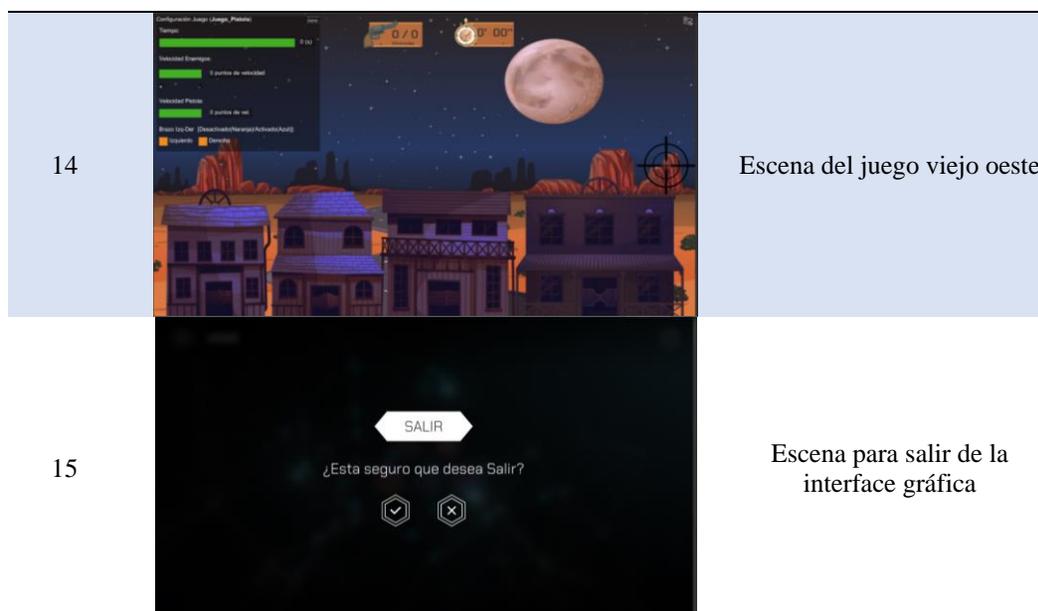
N° Escena	Escenas	Descripción
1	 <p>Escena de introducción al sistema con un fondo de red de nodos y líneas azules. En el centro hay un logo circular con un símbolo de 'E' y 'S'. Debajo del logo se lee 'PRESIONE ENTER PARA CONTINUAR'. En la esquina superior derecha hay un logo de 'CESPE'.</p>	Escena de Introducción al Sistema, mediante la tecla entre.
2	 <p>Menú principal con un fondo de red de nodos. En el centro hay cinco botones hexagonales con iconos: un play, un documento, un usuario, un reloj y un signo de interrogación. En la esquina superior izquierda se lee 'HOME'.</p>	Menú Principal, contiene opciones como video instructivo, manual, contactos y registro de pacientes.
3	 <p>Interfaz de 'REGISTRO DE PACIENTES'. Muestra una tabla con columnas: No., Hora, Fecha, Nombre/Apellido, Cédula, Edad, Teléfono. Hay un botón 'Ingresar C.C.' y un campo de búsqueda 'Buscar Paciente'. Hay un botón 'Agregar Paciente' en un círculo rojo a la izquierda.</p>	Escena de registro de pacientes, base de datos.

CONTINÚA →

<p>4</p>		<p>Menú 2, posee opciones como configuración de hardware, estadísticas de recuperación y terapias interactivas.</p>
<p>5</p>		<p>Escena de configuración de hardware, permite el control de los motores y los modos de terapia que posee el robot.</p>
<p>6</p>		<p>Escena de estadísticas, contiene opciones para la detección de movimiento y registro de progreso de recuperación.</p>
<p>7</p>		<p>Escena de detección de movimiento para flexión y extensión de hombro.</p>
<p>8</p>		<p>Escena de detección de movimiento para abducción y aducción de hombro.</p>

CONTINÚA →

<p>9</p>		<p>Escena para el registro de progreso de recuperación del paciente</p>
<p>10</p>		<p>Escena para la selección del tipo de terapia.</p>
<p>11</p>		<p>Escena que muestra las instrucciones para el juego de frutas del bosque.</p>
<p>12</p>		<p>Escena del juego frutas del bosque</p>
<p>13</p>		<p>Escena que muestra las instrucciones para el juego viejo oeste</p>



4.8.2. Menú General

Dentro de las opciones que contiene el Menú General, se encuentran 5 botones los cuales permiten acceder a distintas funcionalidades las mismas que se detallan en la **Tabla 32**.

Tabla 32
Botones del Menú General

N°	Botón	Descripción
1		Este botón, abre un enlace el cual contiene el video que muestra las funcionalidades del robot.
2		Abre la escena de configuración de hardware, sin necesidad de hacer un registro previo del paciente, con el objetivo de realizar un test muy rápido al paciente
3		Direcciona al correo electrónico, el cual previamente posee el correo del destinatario configurado, este puede ser para el mantenimiento del equipo.

CONTINÚA →

4		Este botón permite abrir la base de datos de los pacientes.
5		Abre un documento el cual contiene información sobre las recomendaciones que se deben tomar en cuenta para el funcionamiento correcto del robot

4.8.3. Configuración de Hardware

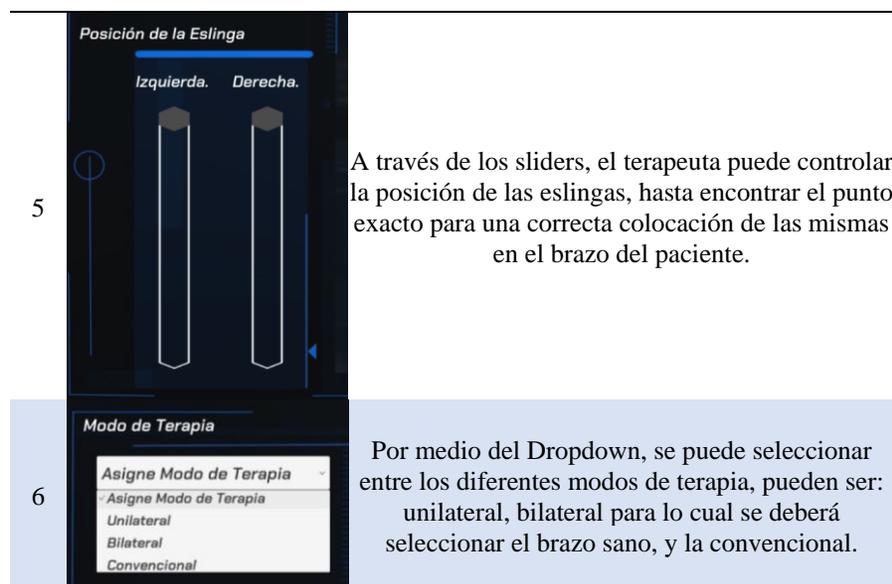
En la escena de configuración de hardware, se encuentran 4 botones, 2 Slider, y 1 lista desplegable los cuales permiten controlar el estatus del hardware en el Sistema de Generación de Movimiento las opciones que se describen en la **Tabla 33**

Tabla 33

Opciones de la Configuración del Hardware

N°	Opciones	Configuración
1		Este botón permite encender o apagar el robot basado en cables, además se enciende una señal luminosa en el robot para indicar que el sistema está listo para utilizarse.
2		Al presionar el botón, el controlador obtiene la posición actual de las eslingas, esto se lo realiza con el objetivo de que cuando exista un cambio de la escena no se produzca un cambio brusco de posición, debido a que los valores se resetean.
3		Por medio de este botón, se indica al controlador que active o desactive los motores.
4		Este botón se lo debe presionar cuando, las eslingas ya están colocadas en los brazos del paciente, para poder encerar la posición donde se encuentran.

CONTINÚA →



Para que exista la comunicación entre el software Unity y Sistema de Generación de movimiento se lo realizó por medio de una librería la cual permite la transferencia de información bidireccional de manera sencilla, la librería utiliza el protocolo serial a una velocidad de 1382400 baudios por segundo, se utilizó esta velocidad debido a que es la máxima permitida por el módulo bluetooth HC-05 utilizado para el Sistema de Detección de Movimiento.

4.8.4. Escenas para el rango de movilidad

Para las escenas del rango de movilidad se realizó un sistema para la detección de movimiento por medio del cual se puede medir el ángulo del paciente para los movimientos de flexión - extensión y abducción – aducción, para luego registrar esta información en las estadísticas del paciente.

a) Recepción de datos del Sistema de Detección de Movimiento

Es muy importante para complementar la interface gráfica enfocada a la rehabilitación, la detección de movimiento del paciente y poder traducirlos en un avatar dentro de la escena. Para ello, se emplea en conjunto 4 sensores inerciales MPU9250 y un Avatar, lo cual permite realizar el seguimiento de la rotación estimada de los joints o articulaciones del paciente. Las articulaciones que proporciona el Avatar son 19, y se establecen desde la cabeza hasta los pies en una jerarquía ya configurada, **Figura 83**.

Empleando las articulaciones, con sus posiciones y rotaciones, es posible conocer si el paciente está realizando determinadas posturas. De esta manera se puede determinar el ángulo de la rotación que varía acorde al rango de movimiento de la articulación.

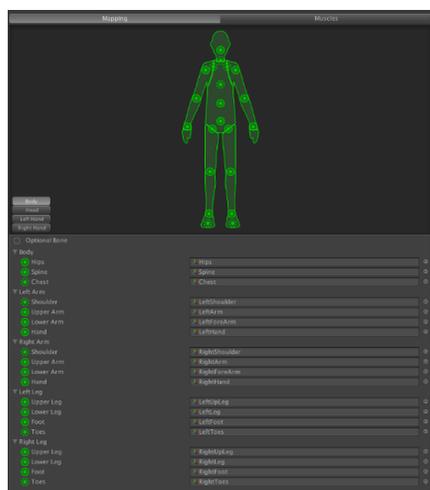


Figura 83. Posición y numeración de las articulaciones del Avatar

Para la rotación del hombro izquierdo y derecho se utilizó la herramienta de junta configurable, esta junta permite establecer como fijo la traslación en los ejes x, y, z, con lo que se consigue que exista solo rotación para la articulación del hombro, como se puede observar en la **Figura 84**

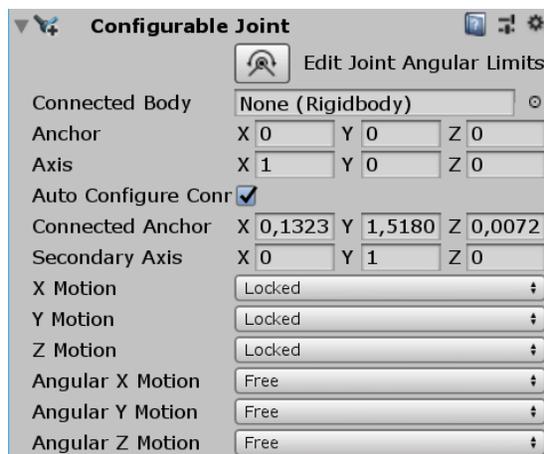


Figura 84. Junta configurable para la articulación del hombro

Para la rotación del codo izquierdo y derecho la configuración de la junta es la misma del hombro, pero con la diferencia que se establece como cuerpo conectado a la articulación del hombro, como se puede observar en la **Figura 85**.

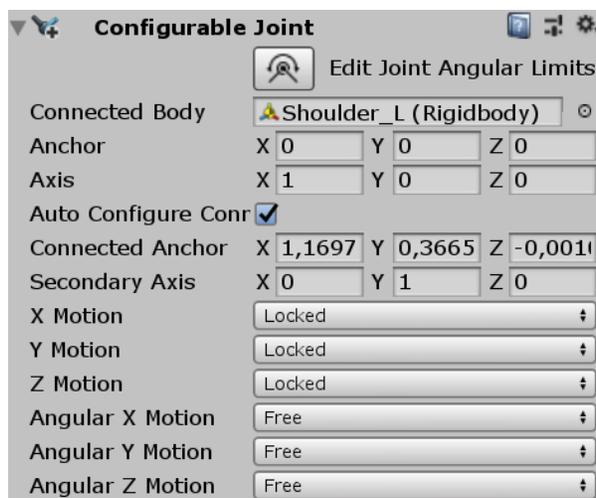


Figura 85. Junta configurable para la articulación del codo

Para guardar el valor del ángulo se lo realiza por medio del botón guardar izq. o der, mismos que se encuentran en la escena, este valor además se lo pasa a la escena de registro de movimiento, para

ello se utiliza PlayerPrefs, con la función Set() se guarda el valor del ángulo y con la función Get() para tipo flotante se lo obtiene en una escena diferente, el botón de registro abre la escena de estadísticas del paciente tanto para el brazo derecho como para el izquierdo. Los sliders de la parte baja de la escena sirven para visualizar como varían los ángulos según el paciente rote sus articulaciones, **Figura 86**.



Figura 86. Escena de Rango de Movilidad

Se asignó un dispositivo a cada hueso para poder diferenciarlos se los identifica como: “bi” para brazo izquierdo, “ai” para antebrazo izquierdo, “ba” para brazo derecho y “ad” para el antebrazo derecho, esto se realizó para facilitar la comunicación serial entre Unity y el dispositivo como se puede observar en la **Figura 87**.

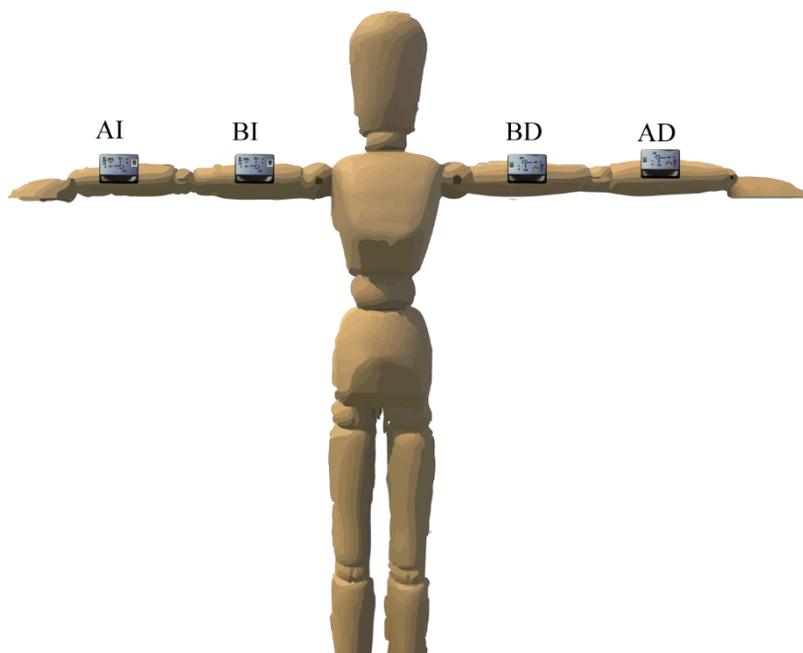


Figura 87. Posicionamiento Dispositivos de Detección de Movimiento

Se utilizó un modelo de humanoide tipo maniquí, en el cual se mapeo los huesos de las extremidades superiores lo cual permite tener un mayor control de sus posiciones y orientaciones individuales, lo que no ocurriría si todos hubieran sido parte del mismo objeto. Además, se lo configuro para que al iniciar la detección de movimiento tenga la posición de sentado como se muestra en la **Figura 88**.



Figura 88. Posición de Inicio para la Detección de Movimiento

Al empezar la detección de movimiento, cada dispositivo genera su propio marco de referencia global. Todos los datos de orientaciones cuaternales generadas son rotaciones con respecto a ese marco de referencia inicial (Arsenault, 2014). En la **Figura 89** se puede observar el marco de referencia generado por el dispositivo, además su orientación cuando ya se encuentra en el brazo o antebrazo del paciente y la orientación del avatar acorde al sistema de coordenadas en el software Unity. Se debe tomar en cuenta que Unity tiene un sistema de coordenadas para zurdos, en donde el eje z que va hacia la pantalla, mientras que el dispositivo tiene el eje z hacia arriba. Entonces si se trabajase directamente con esta rotación ocasionaría que el avatar gire de manera errónea a la del paciente debido a las diferentes definiciones del sistema de coordenadas.

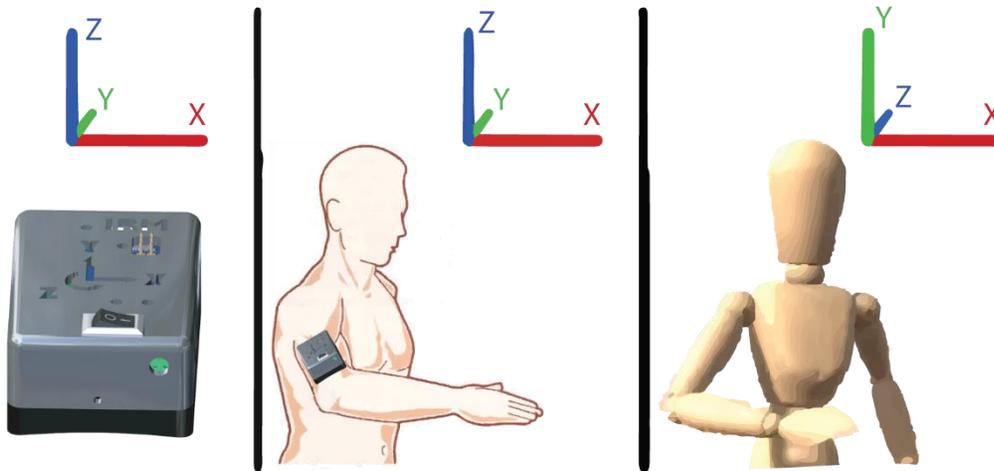


Figura 89 Orientación del Dispositivo según se marcó de referencia

Para solucionar el problema del marco de referencia y bajo la condición de que al inicio el dispositivo coincida en su eje X de forma paralela, entonces el eje z en el software Unity apunta hacia la pantalla, lo que corresponde al eje Y del dispositivo, además el eje Y en Unity corresponde al eje Z del dispositivo. Además, el problema debido a que los sistemas de coordenadas de mano izquierda giran en sentido horario y los sistemas de mano derecha lo hacen en sentido anti horario las rotaciones serán de manera incorrecta. Entonces la solución que se utilizó fue la de ubicar al avatar en forma de espejo, como se muestra en la **Figura 90**, para que las rotaciones coincidan con la del paciente, también de esta forma se evita el alterar uno a uno los elementos del Cuaternión que viene dado por:

$$q_0 = (q_x, q_y, q_z, q_w) \quad (147)$$



Figura 90. Ubicación del Avatar Tipo Espejo

Para una mejor detección de movimiento se necesita calibrar el dispositivo para que la orientación de la extremidad superior del avatar coincida correctamente con la del paciente. Para la calibración cuando se inicia la escena de detección de movimiento, se deben colocar los dispositivos de forma que el eje z quede perpendicular al horizonte y el eje x paralelo al plano de la pantalla y luego presionar la tecla Enter, lo que se consigue con esto es que el paciente y el avatar se encuentren exactamente en la misma posición.

Para representar una serie de rotaciones en forma de cuaternios se lo hace a través de una serie de multiplicaciones, entonces q'_0 es la salida del cuaternion del dispositivo y q'_t como cualquier otra rotación en un momento de tiempo t, por lo tanto, existe una rotación q'_1 que toma q'_0 para q'_t (Arsenault, 2014).

$$q'_t = q'_1 q'_0 \quad (148)$$

La rotación q'_1 , es la rotación que se establece en el momento de la calibración.

Para la rotación después de la calibración, se registra la primera salida de Cuaternión de cada dispositivo, q'_0 . Para cualquier instante posterior t , se emplea para la rotación la siguiente ecuación:

$$q'_1 = q'_t q'^{*}_0 \quad (149)$$

Para un mejor funcionamiento del sistema de detección de movimiento un factor importante que determina la exactitud del seguimiento es la cercanía del paciente a la pose del avatar al momento de la calibración. Además, se debe mencionar que una vez que los dispositivos se encuentren en funcionamiento, no se muevan ni se deslicen en relación al brazo o antebrazo adherido. Al mover un dispositivo provocara una discrepancia en la orientación de la extremidad superior del avatar en relación con el del avatar.

Para la medición del rango de movilidad basado en ángulos, se define un vector de longitud desde el hombro y otro desde el codo, estos vectores son guardados como posición inicial al momento de la calibración, luego en cualquier momento posterior t , con la orientación de la extremidad se calcula la posición final mediante cinemática directa con la ecuación que se muestra:

$$p_b = p_t - q_1^{cal} \vec{L} q_1^{cal*} \quad (150)$$

Luego, para obtener el ángulo se aplican el procedimiento de ángulo entre dos vectores, lo que sería entre el vector al momento de la calibración y el vector en el momento que se desea medir. Debido a que el brazo y el antebrazo están conectados, la posición de la punta del brazo será la

posición de la base antebrazo. Entonces se puede calcular secuencialmente las posiciones del brazo y antebrazo de uno a otro como una cadena, actualizando sus posiciones de manera correcta.

4.8.5. Gamificación

a) El juego “Día de Pesca” y “Grúa”

Los juegos “Día de Pesca” y “Grúa”, **Figura 91** son de tipo mixto, comprende una parte tangible para el caso del juego de pesca, el objetivo es atrapar la mayor cantidad de peces dentro de una pecera y por medio de una caña de pescar o una red y acorde a las indicaciones del terapeuta. Para el juego de la grúa el objetivo es clasificar objetos dependiendo del color o la forma y moviéndolos de un lugar a otro. La otra parte de la terapia mixta es la configuración del hardware a través de la escena del mismo nombre, para la ayuda de la movilidad durante la terapia.

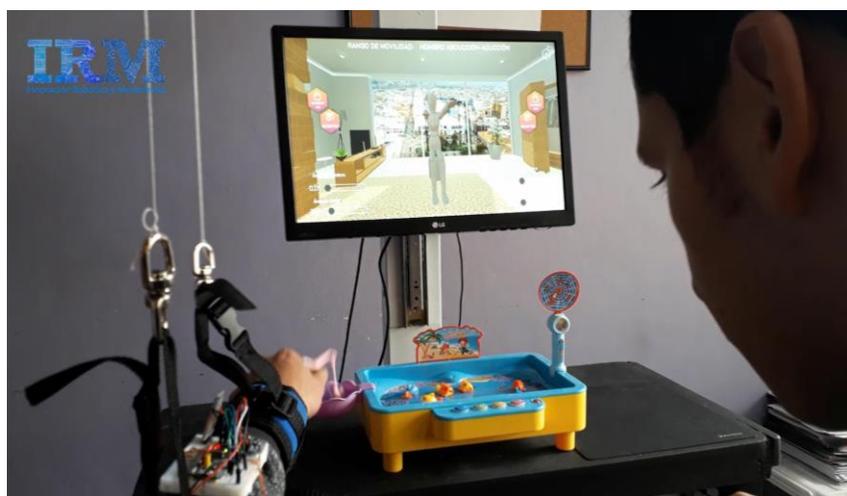


Figura 91. Terapia Mixta

b) El juego “Frutas del Bosque”

Con el objetivo de conseguir una satisfactoria integración de los movimientos adecuados que se deben incluir durante el proceso de rehabilitación en las terapias interactivas se requiere la colaboración de un fisioterapeuta, el cual provee información de los ejercicios adecuados que debe realizar el paciente. El juego “Frutas del Bosque”, **Figura 92** es un tipo de juego de precisión, está diseñado como una plataforma de terapia bilateral, en donde el paciente mueva una canasta en la cual debe recolectar la mayor cantidad de frutas como manzanas, peras, cocos, fresas, para lograr la mayor cantidad de puntos. Para conseguir el puntaje, el paciente debe superar la dificultad de juego impuesta por el fisioterapeuta, logrando de esta forma realice actividad física, no lo mire como una simple terapia de rehabilitación y se motive terapia tras terapia.

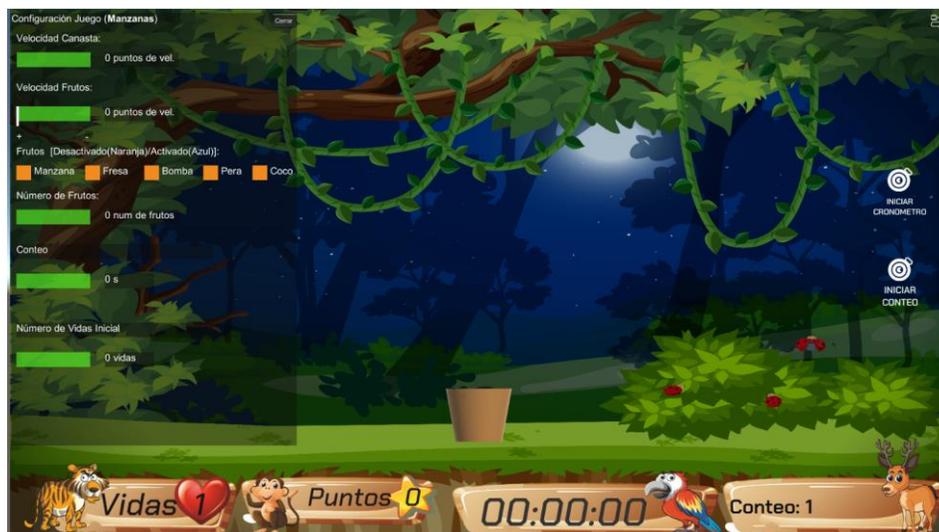


Figura 92. Escena del Juego "Frutas del Bosque"

El juego brinda una herramienta para que el terapeuta pueda modificar los parámetros, **Figura 93**, como: velocidad de movimiento de la canasta, velocidad de caída de los frutos, seleccionar las

frutas que se quiere recolectar entre manzana, fresa, bombas, peras y cocos, también el número de frutos, el número de vidas y la opción de activar un conteo ascendente o descendente. La adaptabilidad de estos parámetros es importante para que cada paciente tenga una sesión de terapia personalizada y se pueda evaluar sus logros satisfactoriamente.

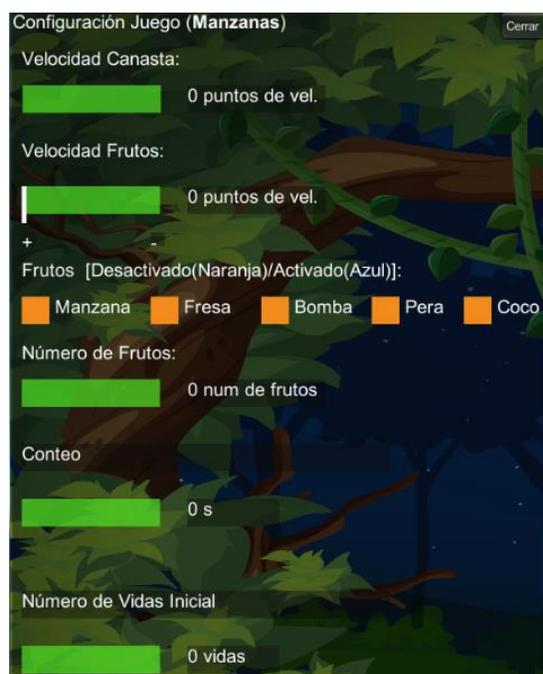


Figura 93. Parámetros de Configuración

En el escenario del juego se encuentra la canasta en la cual se recogen las frutas, la misma que se mueve con la ayuda de la MPU9250, los cuales copian el movimiento de los brazos del paciente dependiendo al lugar que desee moverse. Además, presenta un menú de pausa del juego, **Figura 94**, el mismo que se activa con la tecla “Espacio”, en el menú se encuentra el botón para reiniciar el juego, continuar para regresar al juego sin realizar ningún cambio, silenciar para desactivar el

audio, como jugar muestra una escena en la cual se presentan las instrucciones, salir del juego retorna a la escena donde se encuentran todos los tipos de terapia y activar audio.



Figura 94. Menú Pausa juego "Frutas del Bosque"

También dentro de la escena de juego se encuentran dos botones, **Figura 95**, uno de inicio de cronometro que al activarlo inicia la contabilización del tiempo en forma ascendente con la finalidad de saber el tiempo de duración de la terapia. El otro botón inicio conteo, contabiliza el tiempo en forma descendente como una manera de conocer la cantidad de frutas recolectadas en un intervalo de tiempo.



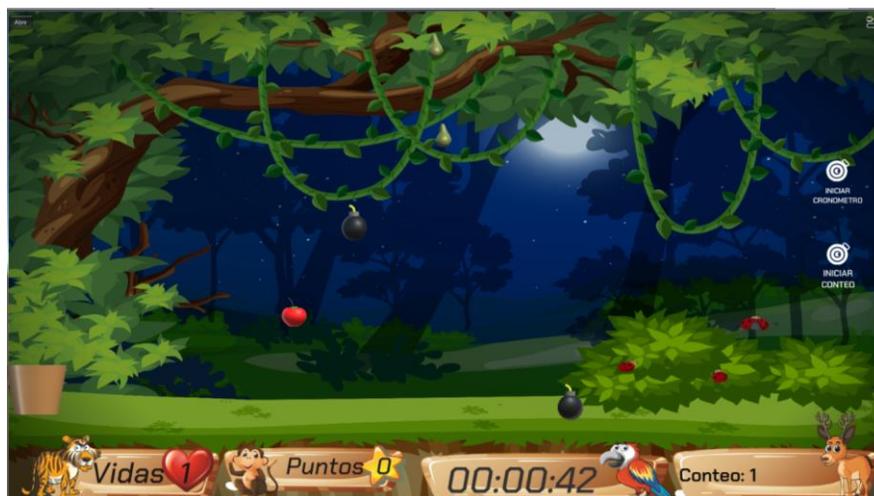
Figura 95. Botones de control de tiempo

Existen dos modalidades de juego, la primera modalidad se da inicio con la tecla "z", y se debe configurar los parámetros mostrados en la **Tabla 34**.

Tabla 34*Parámetro a calibrar para el modo 1*

Parámetro a Calibrar	Descripción
Velocidad de Canasta	Tiene un rango de 1 a 5, permite cambiar la velocidad de movimiento dependiendo de la capacidad del paciente.
Velocidad de frutos	Tiene un rango de 0 a 10, permite cambiar la velocidad de caída de los frutos.
Frutos	Modo Activado (Color Naranja), Modo Desactivado (Color Azul), se puede elegir entre: Manzana: +1 Punto Fresa: +1 Punto Bomba: -1 Vida Pera: +1 Vida Coco: -1 Punto
Número de vidas inicial	Posee un rango entre [1-10], la cantidad de vida con la cual empieza el juego
Opcional	Presionar Activar Cronometro, o Conteo en un rango [1-60].

La segunda modalidad se inicia con la tecla C, la cual se diferencia de la anterior en que se puede seleccionar el número de frutas en un rango de 1 a 100, que se desee que salgan, con la finalidad de contabilizar la cantidad que se recolecto en un tiempo determinado, la **Figura 96** muestra la escena del modo 1 del juego.

**Figura 96.** Modo 1 juego “Frutas del Bosque”

c) El juego “Viejo Oeste”

El juego “Viejo Oeste”, **Figura 97** se trata de un juego de reacción, consta de una plataforma de terapia unilateral, el paciente debe mover la mira de la pistola con la finalidad de eliminar a los enemigos que va apareciendo de manera aleatoria dentro de un intervalo de tiempo establecido y conseguir la mayor cantidad de enemigos eliminados.



Figura 97. Escena del Juego "Viejo Oeste"

El juego posee un panel con parámetros configurables para que el terapeuta pueda modificarlos, **Figura 98** , como: Tiempo de duración del juego, velocidad de movimiento de los enemigos, velocidad de movimiento de la pistola y seleccionar el brazo con el que el paciente va a realizar la terapia.

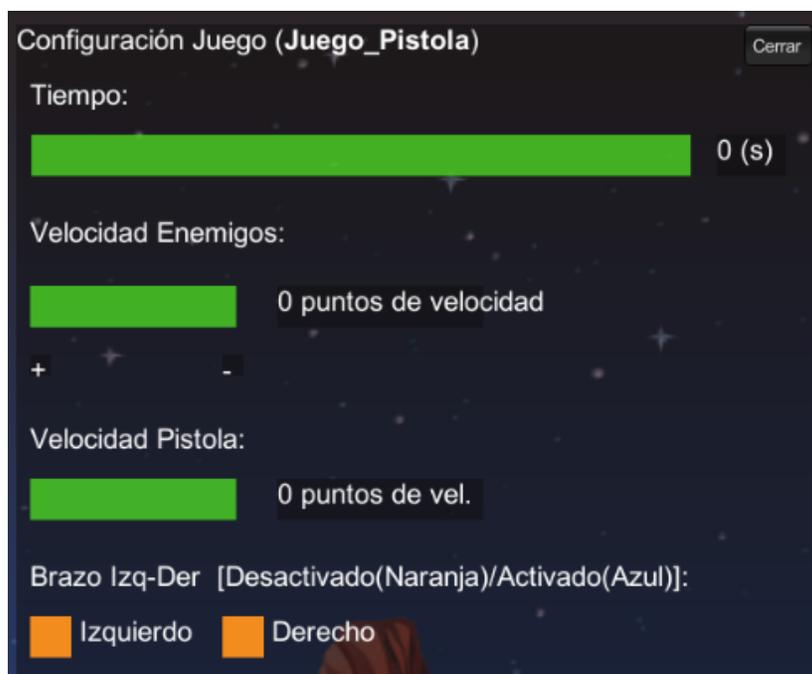


Figura 98. Parámetros de Configuración

Dentro de la escena del juego se encuentra la mira de la pistola, la misma que se mueve con la ayuda de la MPU9250 ya sea del brazo derecho o izquierdo, los cuales cambian su posición dependiendo del lugar que desee disparar. También, cuenta con un menú de pausa del juego, **Figura 99**, el mismo que se activa con la tecla “Espacio”, el menú tiene el botón para reiniciar el juego, continuar para regresar al juego sin realizar cambios, silenciar para desactivar el audio, como jugar muestra una escena con instrucciones, salir del juego retorna a la escena donde se encuentran todos los tipos de terapia y el botón de activar audio.



Figura 99. Menú Pausa "Viejo Oeste"

Existe una modalidad de juego, la cual se da inicio con la tecla "Enter", y se debe configurar los parámetros mostrados en la **Tabla 35**.

Tabla 35

Parámetros a modificar en el juego

Parámetro a calibrar	Descripción
Tiempo	Tiene un rango de 1 a 360 segundos, permite modificar la duración del juego
Velocidad de enemigos	Tiene un rango de 0 a 10, permite cambiar la velocidad con la que aparecen los enemigos
Velocidad de Pistola	Tiene un rango de 1 a 5, permite cambiar la velocidad de movimiento de la pistola
Opcional	Modo Activado (Color Naranja), Modo Desactivado (Color Azul), se puede elegir entre: Brazo Derecho o Izquierdo

En la **Figura 100** se puede observar las escenas del juego "Viejo Oeste"



Figura 100. Escenas juego "Viejo Oeste"

Es muy importante mencionar que los dos juegos detallados anteriormente, cuentan con una retroalimentación auditiva, la misma que incluye sonido ambiental y audio para la ganancia o pérdida de puntos en la recolección de manzanas y para la eliminación de enemigos, además una retroalimentación visual para cuando se pierde el juego, esto es muy importante para que la terapia sea de forma entretenida y motivacional.

4.9. Diseño Control de Progreso

4.9.1. Escena de Estadísticas de Recuperación

Dentro de las escenas de estadísticas de recuperación tanto para la flexión – extensión como la abducción – aducción del hombro, se muestran el progreso de movilidad del paciente, para lo cual se utilizan los ángulos obtenidos de la detección de movimiento y se los guarda como una base de datos detallada en la sección de registro de pacientes, además dentro de la escena se muestra también de forma gráfica los valores de ángulos y fuerza para cada sesión.

Para realizar la gráfica se utilizó un elemento gameobject dentro de un canvas, en donde se dibujará la gráfica, además se utilizó una textura en forma de círculo para señalar la posición acorde a los valores de ángulos para el eje Y, para el eje X el número de la sesión, esto se lo realiza mediante la función de Vector2. Para la conexión entre puntos se utilizó una función la cual recibe dos Vector2, el primer vector es la posición del punto de partida y el segundo vector es la posición del punto de llegada con lo cual se dibuja en línea entre los puntos, luego se obtiene el ángulo entre estos vectores el mismo que se envía a un Vector3 para poder trabajar con ángulos de Euler con el objetivo de dar la rotación adecuada a la línea que se dibuja entre los puntos. Para poder agregar nuevos valores de ángulo y fuerza se utiliza el botón de añadir datos y para actualizar la gráfica con nuevos datos se utiliza en botón del mismo nombre, también se presentan los botones de editar para poder ingresar alguna observación y el botón de borrar si se desea eliminar la información del ítem, como se puede observar en la **Figura 101**.



Figura 101. Escena de Estadísticas de Recuperación

4.9.2. Registro de pacientes

Para la escena de registro de pacientes, se cuenta con una base de datos, la misma que utiliza una Lista<> propia del lenguaje cd a través del software Visual Studio, en la lista se guarda los datos de nombres y apellidos, cédula, edad y teléfonos de cada paciente, el panel mostrado en la **Figura 102** se activa al dar clic en el botón añadir paciente el cual permite la entrada de los datos. Los datos de la lista se guardan en un archivo .game o .txt el mismo que se encuentra dentro de la carpeta que contiene los demás archivos de la interface gráfica, para cargar los datos al inicio de la escena se utiliza la función OnLoad(), la cual busca los datos de la Lista y los muestra en la escena, no es necesario guardar la escena completa esto sería gameobject, cámara, luces y elementos del canvas, propios del software Unity ya que demandaría un mayor uso memoria y no se realiza ningún cambio en estos elementos durante el uso de la escena. Además, al momento de salir de la

escena utilizando la librería UnityEngine.SceneManagement, se guardan los datos que se hayan guardado o modificado de manera automática.

Panel de Entrada de Datos con los siguientes campos y botones:

- Nombres/Apellidos...
- Edad...
- Cédula...
- Telefonos...
- Aceptar
- Cancelar

Figura 102. Panel de Entrada de Datos

El registro de pacientes contiene un scroll, **Figura 103**, que se utiliza como herramienta de visualización de los datos de cada paciente, dentro del scroll para poder identificar a cada paciente se utilizan ítems que son gameobject identificados con el número de cédula. También cada ítem cuenta con tres botones el primero sirva para editar la información, el segundo para borrar y el tercero para activar el usuario, lo cual carga el Menú 2, con información personal de cada paciente.

No.	Hora/Fecha	Nombres/Apellidos	Cédula	Edad	Teléfonos	Opciones
0.	21:58 22 junio, 2019	Sebastian Escobar	09812345676	65	098786718	  
1.	21:59 22 junio, 2019	Mayra España	1803456786	56	098765645	  

Figura 103. Scroll para la visualización de datos

La identificación por medio del número de cédula facilita las opciones de edición de datos y de borrar, **Figura 104**, ya que se puede identificar dentro de la lista los datos del paciente del cual se desea realizar los cambios o eliminar su información.

The image shows a dark grey rectangular panel with a white border. It contains four input fields with white outlines and two buttons. The top-left field contains the text 'Mayra España'. The top-right field contains the number '56'. The bottom-left field contains the number '1803456786'. The bottom-right field contains the number '098765645'. Below the input fields are two buttons: 'Editar' on the left and 'Cancelar' on the right. The text 'Ma' is visible on the left edge and '86' on the right edge of the panel.

Figura 104. Panel de Edición

Al momento de presionar el botón de activar usuario, se carga el Menú 2, pero también se genera un archivo. game que tiene por nombre el número de cedula del paciente, esto sucede si es un usuario nuevo, si es la segunda vez que activa el usuario solo se cargaran los datos guardados en el archivo. El uso de este archivo es para guardan los datos de las demás escenas como el registro de la detección de movimiento tanto para la flexión - extensión y abducción – aducción del hombro.

CAPÍTULO V.

IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA MECATRÓNICO

En el presente capítulo, se muestra las diferentes etapas para la fabricación del robot basado en cables, además la construcción de las PCB que forman parte del sistema electrónico, también la fabricación de las carcasas para los dispositivos de detección de movimiento y finalmente se muestran las eslingas que fueron adquiridas en un establecimiento relacionado a la fisioterapia.

5.1. Manufactura de la parte estructural del robot basado en cables

La manufactura de la parte estructural se resume en las siguientes etapas.

- a) Se utilizó un perfil de acero ASTM A36 de dimensiones 100x50x2 y otro de 50x50x2 para la base, como se observa en la **Figura 105**.

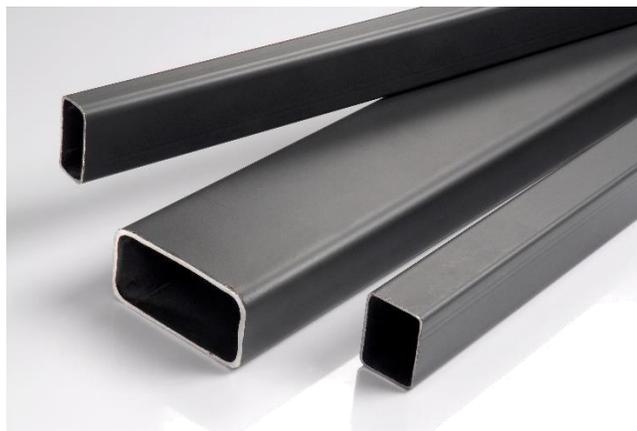


Figura 105. Perfiles usados para los Miembros Estructurales

- b) Se realizaron los cortes requeridos de acuerdo a las dimensiones ya establecidas en el capítulo anterior, **Figura 106.**



Figura 106. Corte de los miembros estructurales

- c) Las piezas para el ensamblaje de los cabezales se las realizaron por medio del corte por plasma, en una plancha de acero de 2mm, el archivo para el corte se lo post proceso en el software AutoCAD, **Figura 107.**



Figura 107. Corte por plasma piezas del cabezal

- d) Doblado de las piezas que unen la base de los cabezales, el soporte para los motores, celdas de carga y base de la columna, ver **Figura 108.**



Figura 108. Doblado de piezas

e) Ensamblaje y soldadura de los miembros estructurales y cabezales, **Figura 109**



Figura 109. Ensamblaje

f) Pintura del robot basado en cables, los colores seleccionados fueron azul y blanco ya que tiene mucha relación con los utilizados en ambientes médicos, **Figura 110.**



Figura 110. Pintura del Robot Basado en Cables

5.2. Ensamblaje de los componentes internos de los cabezales

- a) En la **Figura 111**, se pueden observar los componentes eléctricos importados para Sistema de Generación de Movimiento, los cuales fueron revisados para detectar cualquier desperfecto de fábrica.



Figura 111. Componentes eléctricos para los cabezales

- b) Se realizaron pruebas individuales a cada uno de los componentes antes de su ensamblaje final, **Figura 112**.



Figura 112. Pruebas a los componentes electrónicos

- a) Una vez comprobados el correcto funcionamiento de cada uno de los componentes se realizó el ensamblaje respectivo, **Figura 113.**



Figura 113. Ensamblaje de Componentes

5.3. Fabricación de las PCB y conexiones parte electrónica

En la **Figura 114** se puede observar la fabricación de la placa de control principal.

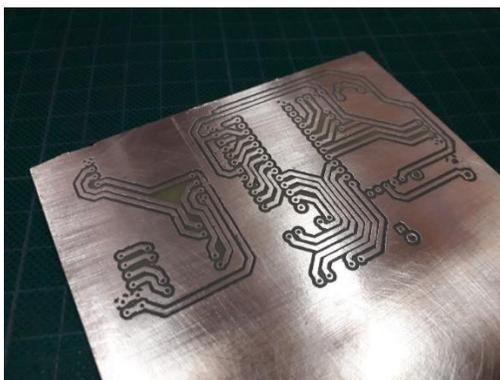


Figura 114. Fabricación de PCB

5.4. Manufactura y ensamblaje de los dispositivos de detección de movimiento

- a) Se realizaron pruebas de los componentes que conforman el dispositivo en la etapa de desarrollo, para verificar su correcto funcionamiento, **Figura 115**.

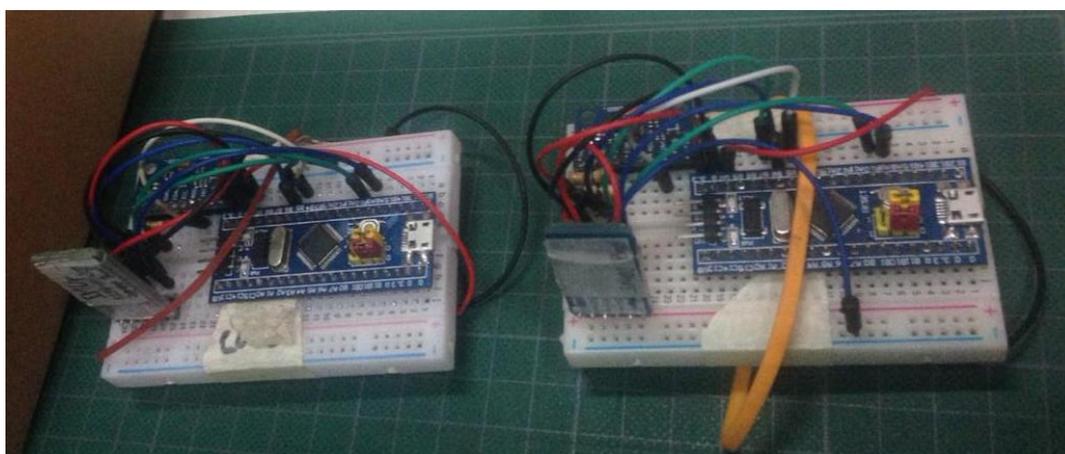


Figura 115. Verificación de funcionalidad de componentes

- a) Luego de la verificación, se fabricó la PCB, el diseño fue realizado en un software de diseño electrónico, como se puede ver en la **Figura 116**.

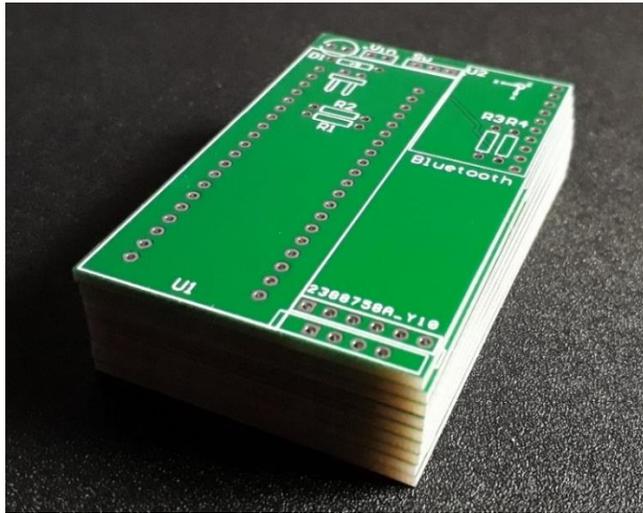


Figura 116. PCB de los Dispositivos de Detección de Movimiento

- b) A continuación, se soldaron los componentes electrónicos en la PCB, **Figura 117**

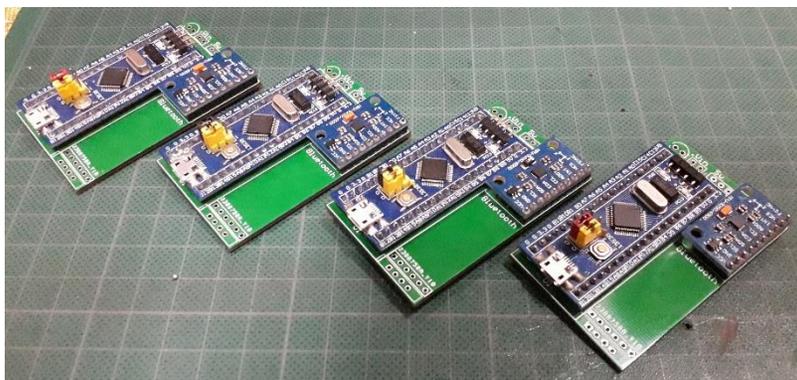


Figura 117. Suelda de componentes electrónicos

- c) Posteriormente se realizó la impresión 3D de la carcasa donde se encuentran todos los componentes, la **Figura 119** muestra las iteraciones defectuosas hasta llegar a la versión final que se muestra en la **Figura 119**.



Figura 118. Iteraciones defectuosas



Figura 119. Carcasa del Dispositivo de Detección de Movimiento

Seguidamente se ensablo la PCB en conjunto con la batería dentro de la caja del dispositivo como se observa en la **Figura 120**.



Figura 120. Dispositivo de Detección de Movimiento

5.5. Ensamblaje final de los cabezales

- a) Una vez conectados todos los componentes internos del cabezal se procede a cerrarlo,

Figura 121.



Figura 121. Tapas del Cabezal

b) Colocación del soporte para el monitor en la columna, **Figura 122**



Figura 122. Colocación del Soporte del Monitor

c) Las eslingas que se muestran en la **Figura 123**, fueron adquiridas en el establecimiento de instrumentos de fisioterapia, los cuales poseen correas para regular el ajuste dependiendo del brazo del paciente.



Figura 123. Eslingas

CAPÍTULO VI.

PRUEBAS Y RESULTADOS

En el presente capítulo, se presentan las pruebas que se realizaron para verificar el correcto funcionamiento del sistema de detección de movimiento, así como también pruebas para el controlador tanto para velocidad como para posición. Antes de las pruebas de funcionamiento ya en pacientes, el robot basado en cables fue evaluado por diferentes fisioterapeutas con lo que se obtuvo recomendaciones desde el punto de vista médico para validar el óptimo funcionamiento de todos los sistemas del robot. Finalmente se realizaron las pruebas en pacientes que presentaron secuelas luego de sufrir un accidente cerebrovascular y que se encuentran en la etapa 3 según la Escala de Daniels de su tratamiento de recuperación, estos datos fueron obtenidos por medio del registro en las estadísticas de recuperación para cada paciente, además los pacientes completaron un test con el objetivo de determinar el grado de usabilidad del robot.

6.1. Cálculo de Error en los Dispositivos de Detección de Movimiento

Para el cálculo del error en el dispositivo de detección de movimiento, al utilizar 4 sensores inerciales del fabricante InvenSense se asume que el error calculado coincidirá con el de los 3 restantes. Las pruebas para determinar el error consistieron en tomar distintas mediciones al cambiar el ángulo en que se encuentra el instrumento utilizado para las pruebas y el ángulo generado por el dispositivo a través del valor mostrado en Unity y luego compararlos. En la **Figura 124** se puede observar la forma en que se realizó la prueba, el instrumento está diseñado a base de

un punto giratorio el cual puede alcanzar un ángulo de 180°, en el cual esta adjunto un graduador para observar el ángulo de elevación generado, el cual servirá como valor real para el cálculo.



Figura 124. Prueba para Dispositivos de Detección de Movimiento

Para el cálculo del error se utilizó el error cuadrático medio (RMSE) el cual sirve para determinar la cantidad de error que existe entre 2 conjuntos de datos. Es decir, permite, comparar un valor real y un valor medido. La ecuación aplicada para el cálculo del RMSE se muestra a continuación:

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{t=1}^n (V_m - V_r)^2}{n}} \quad (151)$$

Dónde:

RMSE = Error Cuadrático Medio

$V_m = \text{Valor medido}$

$V_r = \text{Valor real}$

$n = \text{Número de muestras}$

La **Tabla 36** contiene los datos medidos y reales que se obtuvieron durante las pruebas realizadas a los dispositivos de detección de movimiento, además del error y el error cuadrático medio.

Tabla 36

Cálculo del Error para los Dispositivos de Detección de Movimiento

n	Valor Real	Valor Medido	Error	Error Absoluto	Cuadrado del Error
1	0	0	0	0	0
2	5	4,4	-0,6	0,6	0,36
3	10	9,2	-0,8	0,8	0,64
4	15	15,7	0,7	0,7	0,49
5	20	20,6	0,6	0,6	0,36
6	25	25,7	0,7	0,7	0,49
7	30	29,2	-0,8	0,8	0,64
8	35	36	1	1	1
9	40	41,6	1,6	1,6	2,56
10	45	45,7	0,7	0,7	0,49
11	50	49,2	-0,8	0,8	0,64
12	55	55,8	0,8	0,8	0,64
13	60	61,1	1,1	1,1	1,21
14	65	65,7	0,7	0,7	0,49
15	70	69,2	-0,8	0,8	0,64
16	75	75,9	0,9	0,9	0,81
17	80	80,6	0,6	0,6	0,36
18	85	85,6	0,6	0,6	0,36
19	90	89,2	-0,8	0,8	0,64
20	95	95,7	0,7	0,7	0,49
21	100	100,6	0,6	0,6	0,36
22	105	105,7	0,7	0,7	0,49
23	110	109	-1	1	1

CONTINÚA 

24	115	115,6	0,6	0,6	0,36
25	120	119,3	-0,7	0,7	0,49
26	125	124,2	-0,8	0,8	0,64
27	130	129,2	-0,8	0,8	0,64
28	135	135,7	0,7	0,7	0,49
29	140	140,8	0,8	0,8	0,64
30	145	145,8	0,8	0,8	0,64
31	150	149	-1	1	1
32	155	154,1	-0,9	0,9	0,81
33	160	160,5	0,5	0,5	0,25
34	165	164,3	-0,7	0,7	0,49
35	170	169,1	-0,9	0,9	0,81
36	175	174,1	-0,9	0,9	0,81
37	180	179,1	-0,9	0,9	0,81
Total			2,2		24,04
n = 37					
RMSE = 0,806058143					

El valor de RMSE es de 0,80 grados este valor puede ser despreciado si se lo compara con valores de sensores profesionales cuyos valores oscilan entre 0,1° y 2° los cuales se detallan en (Schepers, Giuberti, & Bellusci, 2018)

6.2. Cálculo de Error en el Sistema de Generación de Movimiento

Para el cálculo del error en el sistema de generación de movimiento controlador de a utilizar 4 motores Mini CIM del fabricante Vex Robotics se asume que el error calculado coincidirá con el de los 3 restantes. Las pruebas para determinar el error consistieron en tomar distintas mediciones al cambiar el setPoint de posición en el controlador y la posición de las eslingas medidas por el flexómetro acoplado desde el inicio al fin del recorrido total de las eslingas y luego compararlas. En la **Figura 113** se puede observar la forma en que se realizó la prueba y la forma en que se acoplo el flexómetro para la toma de datos.

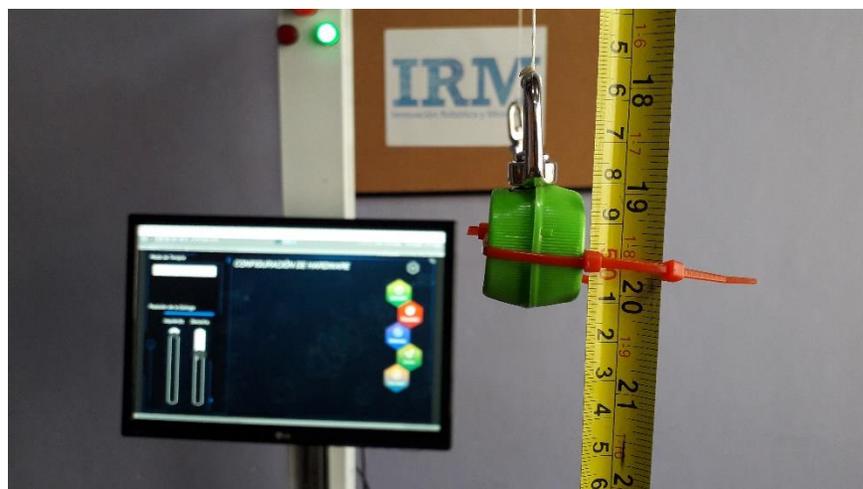


Figura 125. Pruebas del Sistema de Generación de Movimiento

Al igual que para las pruebas en el dispositivo de detección de movimiento, para el cálculo del error se utilizó el error cuadrático medio (RMSE) el cual es utilizado para conocer la cantidad de error existente entre 2 conjuntos de datos. La **Tabla 37** contiene los valores medidos y el setPoint valor objetivo de posición que se adquirieron durante las pruebas realizadas, además del error y el error cuadrático medio.

Tabla 37

Cálculo del Error para los Dispositivos de Generación de Movimiento

n	Set Point (mm)	Valor Medido	Error	Error Absoluto	Cuadrado del Error
1	0	0	0	0	0
2	50	49,8	-0,2	0,2	0,04
3	100	100,2	0,2	0,2	0,04
4	150	150,3	0,3	0,3	0,09
5	200	200,3	0,3	0,3	0,09
6	250	250,7	0,7	0,7	0,49
7	300	298,2	-1,8	1,8	3,24
8	350	355	5	5	25
9	400	405,6	5,6	5,6	31,36
10	450	450,7	0,7	0,7	0,49
11	500	498,2	-1,8	1,8	3,24
12	550	550,8	0,8	0,8	0,64
13	600	606,1	6,1	6,1	37,21
14	650	650,7	0,7	0,7	0,49
15	700	695,2	-4,8	4,8	23,04

CONTINÚA →

16	750	750,9	0,9	0,9	0,81
17	800	800,6	0,6	0,6	0,36
18	850	850,6	0,6	0,6	0,36
19	900	896,2	-3,8	3,8	14,44
20	950	950,7	0,7	0,7	0,49
21	1000	1000,6	0,6	0,6	0,36
22	1050	1050,7	0,7	0,7	0,49
23	1100	1090	-10	10	100
24	1150	1150,6	0,6	0,6	0,36
25	1200	1190,3	-9,7	9,7	94,09
26	1250	1240,2	-9,8	9,8	96,04
27	1300	1290,2	-9,8	9,8	96,04
28	1350	1350,7	0,7	0,7	0,49
29	1400	1400,8	0,8	0,8	0,64
30	1450	1450,8	0,8	0,8	0,64
31	1500	1490	-10	10	100
32	1550	1540,1	-9,9	9,9	98,01
33	1600	1600,5	0,5	0,5	0,25
34	1650	1640,3	-9,7	9,7	94,09
35	1700	1698,1	-1,9	1,9	3,61
36	1750	1748,1	-1,9	1,9	3,61
37	1800	1799,1	-0,9	0,9	0,81
Total = 831,45					
n = 37					
RMSE = 4,740424203					

El valor de RMSE es de 4.74 mm, este valor es aceptable y provee precisión suficiente de la longitud real del desplazamiento del brazo del paciente, además con el objetivo de reducir oscilaciones se implementó en el controlador una función de zona muerta en la cual para intervalos cortos de posición no produce movimiento.

6.3. Validación de la usabilidad, aceptación y seguridad del sistema virtual.

Para la validación de la usabilidad, aceptación y seguridad del sistema de rehabilitación virtual se lo realizó mediante la aplicación del test SEQ (Suitable Evaluation Questionnaire) propuesto por (Gil Gómez, y otros, 2013), en cual consiste en un cuestionario de 14 preguntas, donde 13 de ellas tienen una respuesta en una escala de 5 puntos y una última pregunta es abierta. Al aplicar el test las siete primeras preguntas miden el disfrute, el realismo, la sensación de estar en el sistema, el

éxito, el control, la facilidad de entender las instrucciones y el malestar general. Luego las cuatro siguientes preguntas sirve para detectar problemas como: síntomas de desorientación o confusión, síntomas de mareo o náuseas, malestar ocular y sensación de progreso en la rehabilitación. La calificación para las once preguntas anteriores es de “mucho” o “nada”. La pregunta doce mide la dificultad percibida de la tarea, la pregunta trece mide la dificultad observada en relación con la interfaz física que se utilizó en el sistema, la respuesta para estas dos últimas preguntas puede ser “muy fácil” o “muy difícil”. Para la evaluación total del SEQ puede estar entre 13 (mala idoneidad) a 65 (excelente idoneidad), también se debe tomar en cuenta que las preguntas desde la 7 a la 13 son elementos negativos, por lo tanto, si existe una respuesta de 1 tiene un valor de 5, la de 2 tiene un valor de 4 y así sucesivamente. Por último, la pregunta 14 es de tipo abierta, donde a los pacientes se les pregunta si se siente incomodos y el porqué.

La **Tabla 38**, muestra los resultados del test SEQ, aplicado a los pacientes que formaron parte del programa de evaluación del robot basado en cables.

Tabla 38
Resultados Test SEQ

Preguntas	Resultado
	Promedio
Q1. ¿Cuánto disfrutó de la experiencia con el sistema?	4,33
Q2. ¿Cuánto sentiste al estar en el ambiente del sistema?	3,66
Q3. ¿Qué tan exitoso fue su trabajo en el sistema?	4
Q4. ¿Hasta qué punto pudo controlar el sistema?	4,66
Q5. ¿Qué tan real es el entorno virtual del sistema?	4,66
Q6. ¿Es clara la información proporcionada por el sistema?	4,5
Q7. ¿Sintió molestias durante su experiencia con el sistema?	1,66
Q8. ¿Experimentó mareos o náuseas durante su práctica con el sistema?	5
Q9. ¿Experimentó molestias oculares durante su práctica con el sistema?	5
Q10. ¿Se sintió confundido o desorientado durante su experiencia con el sistema?	4,66

CONTINÚA →

Q11. ¿Cree que este sistema será útil para su rehabilitación?	1,66
Q12. ¿Encontró la tarea difícil?	2,33
Q13. ¿Le resultó difícil utilizar los dispositivos del sistema?	3,66
Total	49,80

Los resultados que se obtuvieron luego de aplicar el test SEQ a los pacientes que formaron parte de las evaluaciones, sirven para validar la usabilidad del sistema, obteniendo un valor de 49,80, el cual está dentro del rango recomendado de 40 y 60 puntos, con lo cual se concluye que el nivel de usabilidad, aceptación y seguridad del sistema de rehabilitación virtual es aceptado.

6.4. Pruebas con pacientes que han sufrido un daño cerebral adquirido

Para las pruebas en pacientes con DCA, se realizó en tres centros de fisioterapia ubicados en la ciudad de Ambato, contando con la colaboración de los especialistas Dra. Sandra Hurtado y su Centro Fisio Bell, Dr. Joel Díaz en su Centro Bio Médico Fipsico y la Dra. Andrea López en su Centro SAMTE. Los pacientes que fueron evaluados fueron seleccionados acorde a criterios dados por los especialistas y que se detallan en la *Tabla 39*.

Tabla 39

Datos de pacientes evaluados

Nombres/Apellidos	Edad	Escala Daniels	Diagnóstico	Causa
Sr. Cristian López	34	3	Daño a nivel neuronal, pérdida de movilidad miembro superior derecho	Accidente de Transito
Sr. Sebastián Escobar	45	3	Daño en C3, hemiplejía izquierda	Accidente de Transito
Sra. Gladys Guamán	27	3	Perdida de movilidad miembro superior derecho y rostro	Trombosis debido a estrés, sobrepeso e hipertensión alta

Los pacientes que fueron evaluados como parte de la investigación, acudían al centro de fisioterapia dos veces por semana al encontrarse ya en la valoración 3 dentro de la escala Daniels, cada sesión de terapia consistía en tres repeticiones de la terapia interactiva y una

mixta, en cada repetición el intervalo de descanso oscilaba entre 2 a 5 minutos dependiendo del estado del paciente, luego de finalizada la sesión se procedió a evaluar la recuperación del paciente mediante los dispositivos de detección de movimiento y registrar los datos de ángulo y fuerza para luego ser analizados.

El análisis de los datos para cada uno de los pacientes se muestra en las siguientes tablas y gráficos, donde se puede observar la recuperación basada en su rango de movilidad por medio del ángulo y su fuerza.

6.4.1. Análisis la de la Terapia Interactiva Frutas del Bosque

Luego de finalizada la terapia interactiva frutas del bosque, los datos obtenidos para cada uno de los pacientes fueron las estadísticas de recuperación tomando datos de los ángulos y la fuerza en los movimientos de flexión – extensión de hombro, estos datos se muestran a continuación:

Paciente: Sr. Cristian López

En la **Tabla 40** se muestran los datos obtenidos para el paciente Cristian López

Tabla 40

Estadísticas del paciente Cristian López para Frutas del Bosque

Paciente: Sr. Cristian López								
Terapia Interactiva: Frutas del Bosque								
Semana	Repeticiones	1	2	3	4	5	6	Promedio
1	Duración(s)	500	490	485	470	460	450	475,833333
	Ángulo F-E (°)	3	3	4	5	6	6	4,5
	Fuerza F-E (kgf)	0,3	0,3	0,3	0,4	0,4	0,45	0,35833333

CONTINÚA →

2	Repeticiones	1	2	3	4	5	6	
	Duración(s)	480	475	460	450	440	435	456,666667
	Ángulo F-E	6	6	6	7	7	8	6,66666667
	Fuerza F-E	0,5	0,5	0,5	0,55	0,6	0,6	0,54166667
3	Repeticiones	1	2	3	4	5	6	
	Duración(s)	430	430	430	430	425	425	428,333333
	Ángulo F-E	8	8	9	9	10	10	9
	Fuerza F-E	0,6	0,6	0,65	0,7	0,75	0,8	0,68333333
4	Repeticiones	1	2	3	4	5	6	
	Duración(s)	420	420	420	400	400	400	410
	Ángulo F-E	10	10	11	11	11	12	10,8333333
	Fuerza F-E	0,8	0,9	0,9	0,95	1,2	1,5	1,04166667

Los parámetros que se tomaron en consideración para el análisis fueron, la duración de cada repetición, el ángulo y la fuerza para el movimiento de flexión – extensión. En la Figura 126 se puede observar, que existe una tendencia descendente, ya que en la semana 1 de la evaluación el paciente tarda 475,83 segundos en cumplir la tarea, mientras que para la semana 4 lo consigue en 410 segundos.

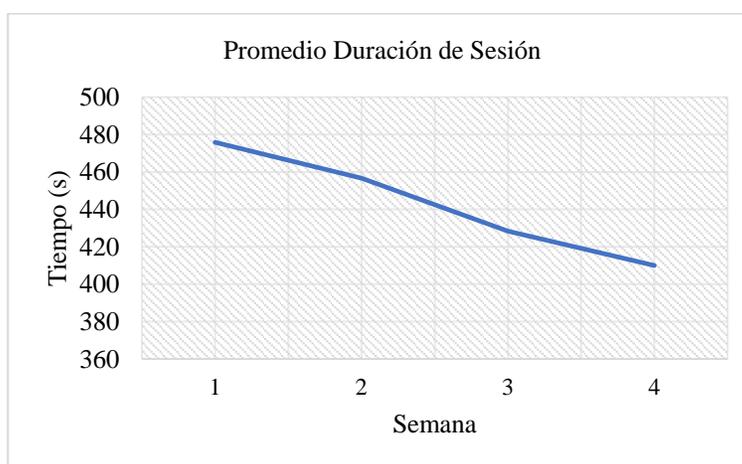


Figura 126. Análisis de Duración de Sesión Paciente López

En la **Figura 127**, se muestra el promedio de ángulo de flexión – extensión, acorde a la gráfica en la primera semana de la evaluación el paciente logró mover su hombro 4,5 grados y para la cuarta semana alcanza un valor de 10,83 grados.

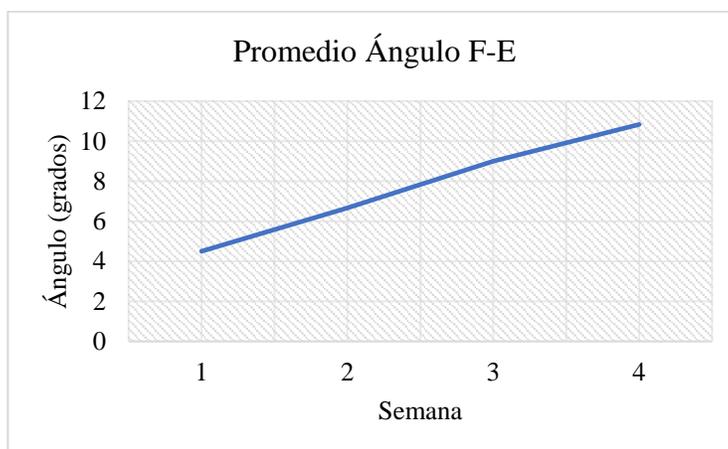


Figura 127. Análisis de Ángulo F-E Paciente López

La **Figura 128** muestra el promedio de fuerza para flexión extensión, donde para la primera semana se tiene un valor de 0,35 kgf y al concluir la evaluación un valor de 1,04 kgf.

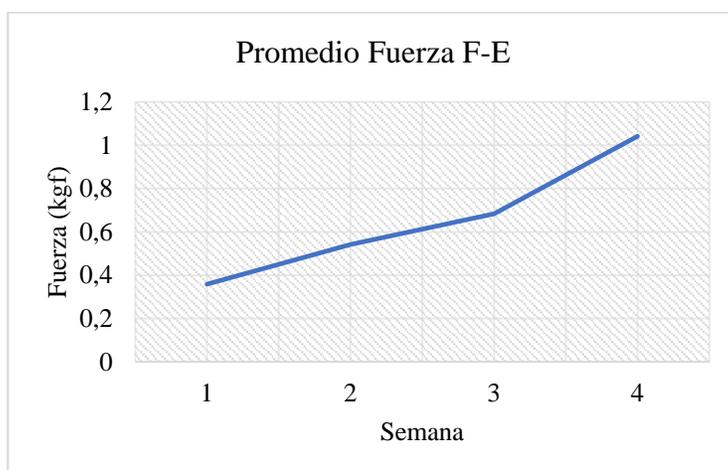


Figura 128. Análisis de Fuerza F-E Paciente López

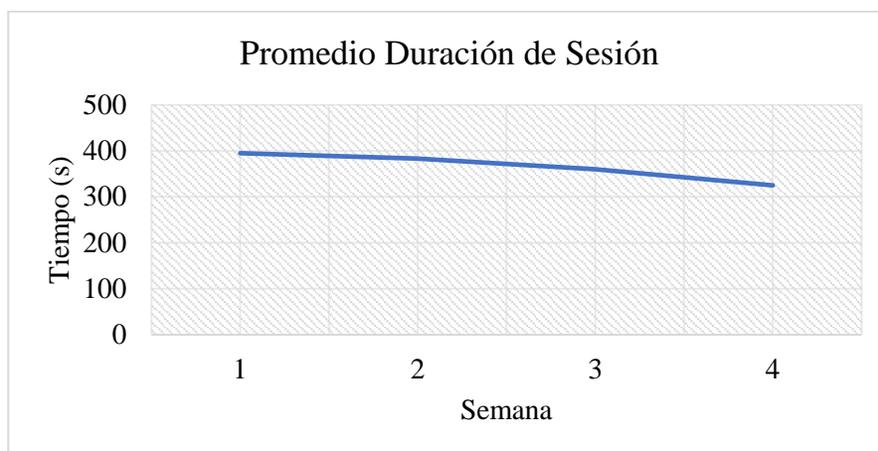
Paciente: Sr. Sebastián Escobar

En la **Tabla 41** se muestran los datos obtenidos para el paciente Sebastián Escobar

Tabla 41*Datos Frutas del Bosque Paciente Escobar*

Paciente: Sr. Sebastián Escobar								
Terapia Interactiva: Frutas del Bosque								
Semana		1	2	3	4	5	6	Promedio
1	Repeticiones	1	2	3	4	5	6	
	Duración(s)	400	400	400	390	390	390	395
	Ángulo F-E (°)	15	15	15	15	17	17	15,6666667
	Fuerza F-E (kgf)	0,8	0,8	0,85	0,9	0,9	0,9	0,85833333
2	Repeticiones	1	2	3	4	5	6	
	Duración(s)	390	390	380	380	380	380	383,333333
	Ángulo F-E	18	18	19	19	19	20	18,8333333
	Fuerza F-E	0,95	1,1	1,4	1,7	1,7	1,9	1,45833333
3	Repeticiones	1	2	3	4	5	6	
	Duración(s)	370	370	360	360	350	350	360
	Ángulo F-E	20	21	21	21	22	24	21,5
	Fuerza F-E	1,95	2,2	2,25	2,3	2,5	2,7	2,9
4	Repeticiones	1	2	3	4	5	6	
	Duración(s)	340	340	330	320	320	300	325
	Ángulo F-E	24	25	25	25	26	27	29
	Fuerza F-E	3	3,2	3,5	3,5	3,5	3,6	3,38333333

Los parámetros que se tomaron en consideración fueron los mismos del paciente López. En la **Figura 129** se puede observar, que la tendencia para la duración es descendente, ya que en la semana 1 el paciente tarda 395 segundos en completar la tarea y para la semana 4 lo consigue en 325 segundos.

**Figura 129.** Análisis de Duración de Sesión Paciente Escobar

En la **Figura 130**, se muestra el promedio de ángulo de flexión – extensión, donde para la primera semana de pruebas el paciente logró mover su hombro 15,6 grados y en la tercera semana alcanza un valor de 29 grados.

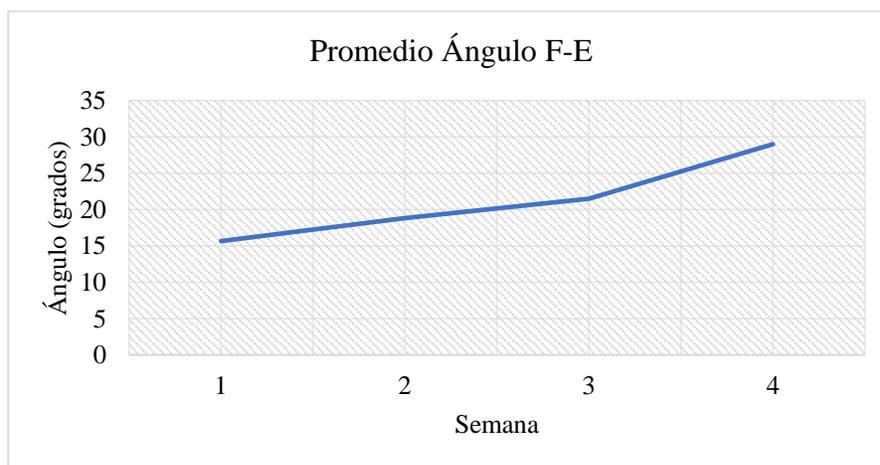


Figura 130. Análisis de Ángulo F-E Paciente Escobar

En **Figura 131** se presenta el promedio de fuerza para flexión – extensión, con un valor de 0,85 kgf en la primera semana de pruebas y para la cuarta semana un valor de 3,38 kgf.

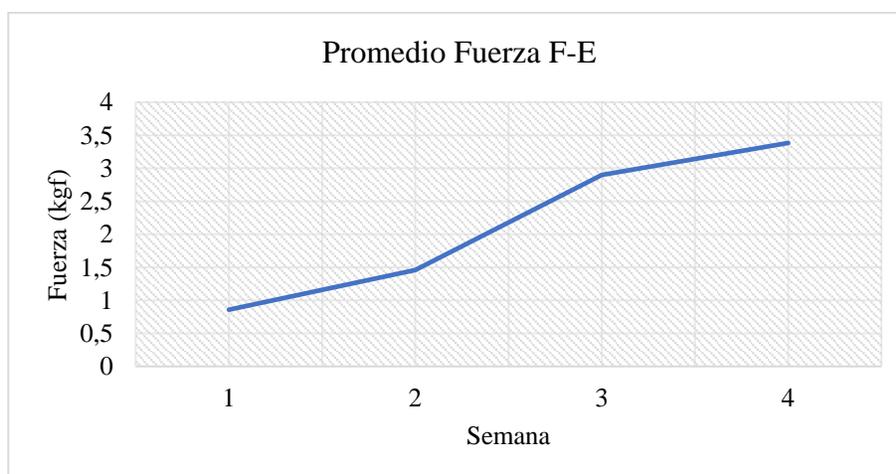


Figura 131. Análisis de Fuerza F-E Paciente Escobar

Paciente: Sra. Gladys Guamán

En la **Tabla 42** se muestran los datos obtenidos para la paciente Gladys Guamán

Tabla 42

Datos Frutas del Bosque Paciente Guamán

Paciente: Sra. Gladys Guamán								
Terapia Interactiva: Frutas del Bosque								
Semana		1	2	3	4	5	6	Promedio
1	Repeticiones	1	2	3	4	5	6	
	Duración(s)	350	350	350	350	360	365	354,166667
	Ángulo F-E (°)	26	26	27	27	27	27	26,666667
	Fuerza F-E (kgf)	1,1	1,1	1,1	1,2	1,2	1,2	1,15
2	Repeticiones	1	2	3	4	5	6	
	Duración(s)	360	360	360	360	360	355	359,166667
	Ángulo F-E	28	28	28	28	29	29	28,333333
	Fuerza F-E	1,3	1,4	1,5	1,5	1,5	1,5	1,45
3	Repeticiones	1	2	3	4	5	6	
	Duración(s)	350	350	350	340	340	340	345
	Ángulo F-E	29	30	30	30	30	32	30,166667
	Fuerza F-E	1,5	1,6	1,6	1,6	1,7	1,7	1,61666667
4	Repeticiones	1	2	3	4	5	6	
	Duración(s)	330	320	310	310	310	300	313,333333
	Ángulo F-E	33	34	34	35	35	36	34,5
	Fuerza F-E	1,7	1,8	1,9	2	2,2	2,3	1,98333333

Los parámetros que se tomaron en consideración fueron los mismos de los dos pacientes anteriores. En la **Figura 132** se muestra, que el tiempo para cumplir la tarea en la primera semana fue de 354.16 segundos y una duración de 313,33 segundos para la semana cuatro.

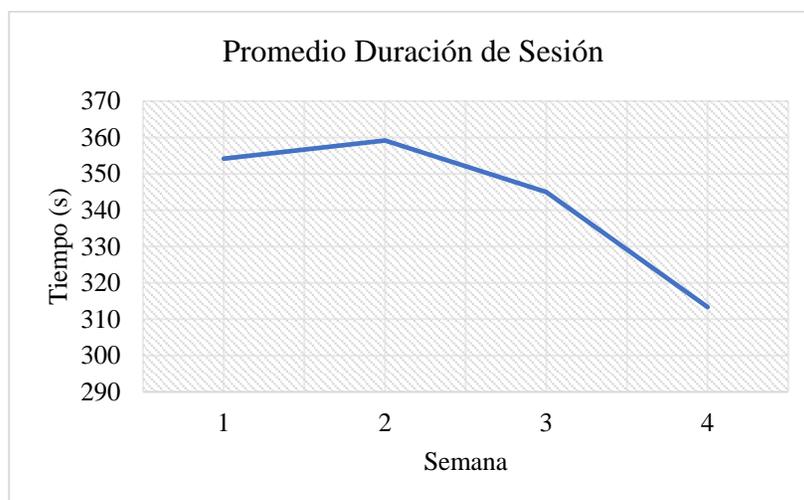


Figura 132. Análisis de Duración de Sesión Paciente Guamán

En la **Figura 133**, se encuentra el promedio de ángulo de flexión – extensión, en la primera semana el paciente alcanzó un valor de 26,66 grados y un valor de 34,5 grados para la cuarta semana.

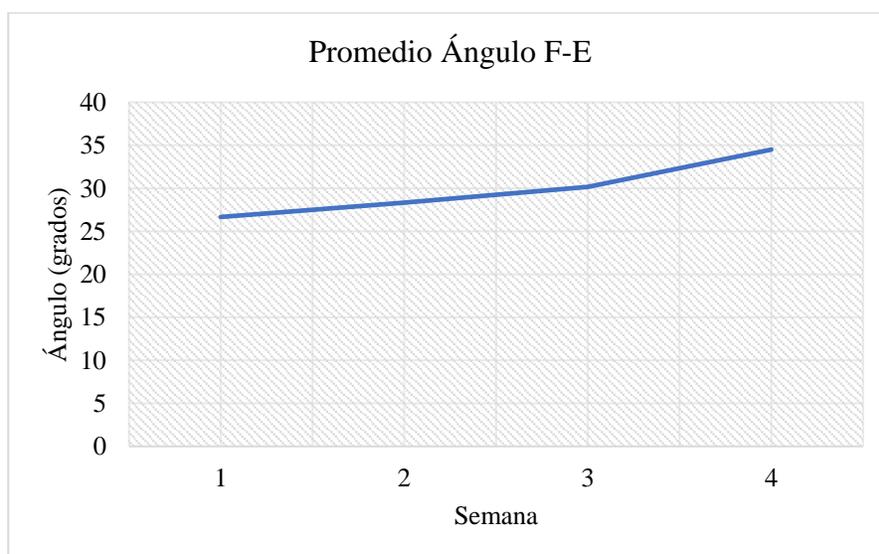


Figura 133. Análisis de Ángulo F-E Paciente Guamán

En la **Figura 134** el promedio de fuerza para flexión extensión para la primera semana tiene valor de 1,15 kgf, mientras que al finalizar la evaluación alcanzo el valor de 1,98 kgf.

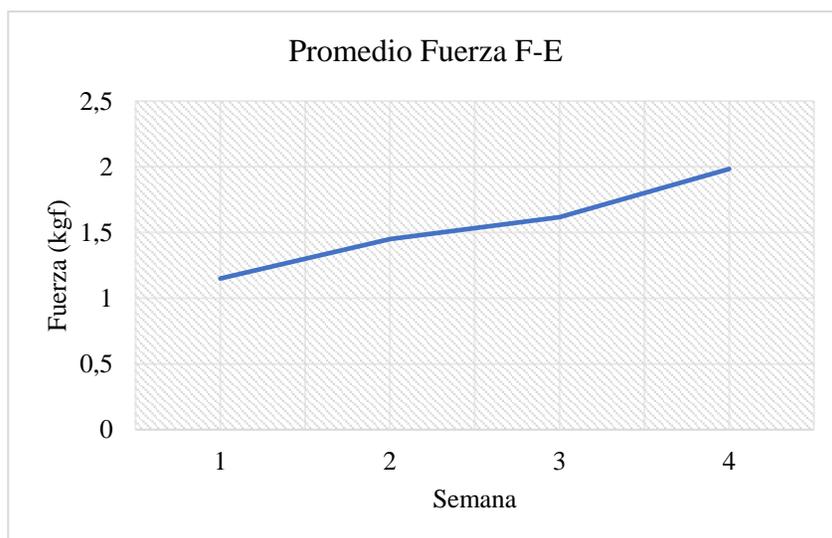


Figura 134. Análisis de Fuerza F-E Paciente Guamán

6.4.2. Análisis la de la Terapia Interactiva Viejo Oeste

Los datos a ser analizados luego de concluida la terapia interactiva Viejo Oeste fueron los valores de los ángulos y la fuerza en los movimientos de abducción – aducción de hombro, estos datos se muestran a continuación:

Paciente: Sr. Cristian López

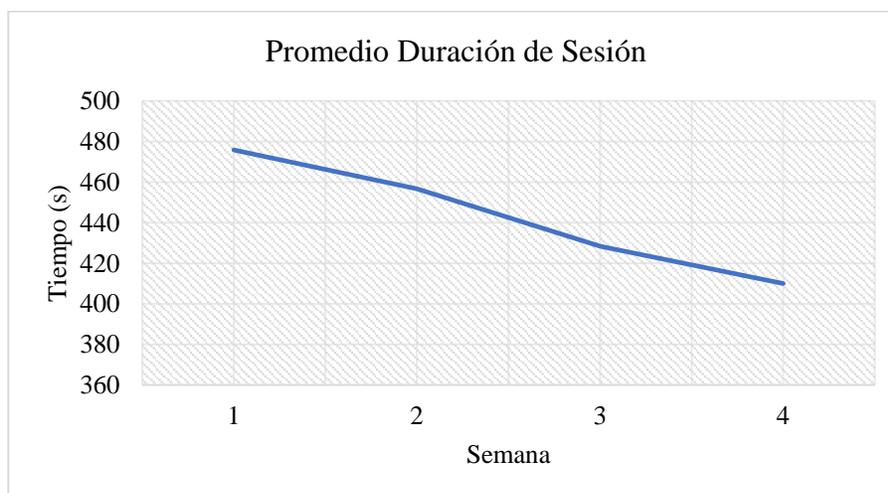
En la **Tabla 43** se detallan los datos obtenidos para el paciente Cristian López

Tabla 43

Datos Viejo Oeste Paciente López

Paciente: Sr. Cristian López								
Terapia Interactiva: Viejo Oeste								
Semana		1	2	3	4	5	6	Promedio
1	Repeticiones	1	2	3	4	5	6	
	Duración(s)	490	480	475	460	455	450	468,333333
	Ángulo A-A (°)	5	5	6	7	8	8	6,5
	Fuerza A-A (kgf)	0,4	0,4	0,4	0,5	0,5	0,55	0,45833333
2	Repeticiones	1	2	3	4	5	6	
	Duración(s)	455	450	450	450	445	435	447,5
	Ángulo A-A	8	8	8	9	9	10	8,66666667
	Fuerza A-A	0,55	0,6	0,6	0,6	0,65	0,65	0,60833333
3	Repeticiones	1	2	3	4	5	6	
	Duración(s)	435	430	430	430	425	425	429,166667
	Ángulo A-A	11	13	13	13	15	15	13,3333333
	Fuerza A-A	0,7	0,75	0,75	0,8	0,85	0,9	0,79166667
4	Repeticiones	1	2	3	4	5	6	
	Duración(s)	425	425	420	420	410	410	418,333333
	Ángulo A-A	15	16	16	16	18	18	16,5
	Fuerza A-A	0,95	1	1,2	1,5	1,7	1,9	1,375

Los datos que fueron considerados para del análisis son, el tiempo empleado en cada repetición, la fuerza y el ángulo para el movimiento de abducción – aducción. La **Figura 135** muestra una tendencia descendente, con un valor de 468,33 segundos para la semana 1 y 418,33 segundos para la cuarta semana.

**Figura 135.** Duración de Sesión Paciente López

La **Figura 136**, presentan el promedio de ángulo de abducción – aducción, en la primera semana de pruebas el paciente consiguió mover su hombro 6,5 grados y para la cuarta semana tiene un valor de 16,5 grados.

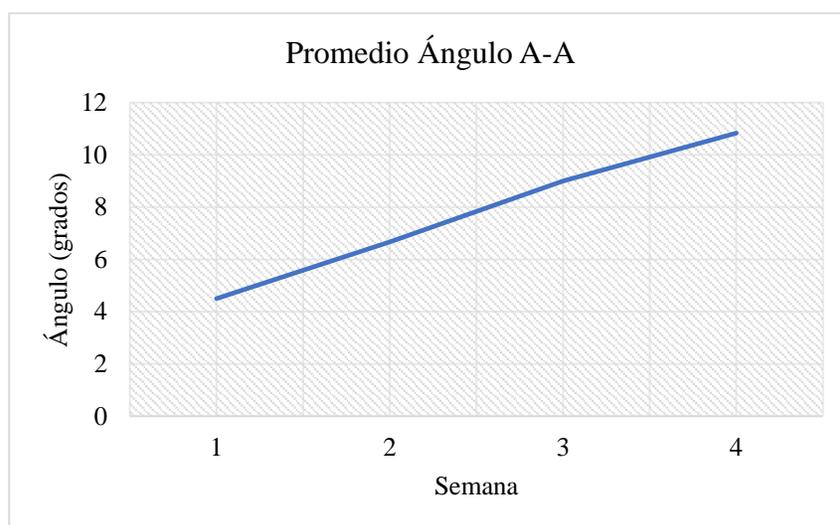


Figura 136. Promedio de Ángulo Paciente López

En **Figura 137** el promedio de fuerza para abducción aducción en la primera semana de pruebas se observa un valor de 0,45 kgf, mientras que al finalizar la evaluación alcanzó un valor de 1,37 kgf.

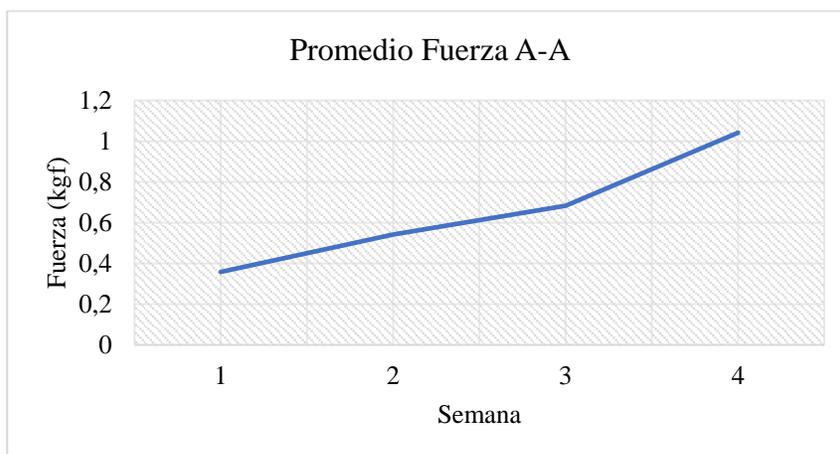


Figura 137. Promedio de Fuerza Paciente López

Paciente: Sr. Sebastián Escobar

En la **Tabla 44** se detallan los datos para el paciente Sebastián Escobar

Tabla 44

Datos Viejo Oeste Paciente Escobar

Paciente: Sr. Sebastián Escobar								
Terapia Interactiva: Viejo Oeste								
Semana								Promedio
1	Repeticiones	1	2	3	4	5	6	
	Duración(s)	395	395	395	385	395	385	391,666667
	Ángulo A-A (°)	17	17	17	17	18	18	17,3333333
	Fuerza A-A (kgf)	0,9	0,9	0,95	1	1	0,9	0,94166667
2	Repeticiones	1	2	3	4	5	6	
	Duración(s)	385	385	375	375	375	375	378,333333
	Ángulo A-A	20	20	21	21	21	21	20,6666667
	Fuerza A-A	1,1	1,2	1,5	1,8	1,8	2	1,56666667
3	Repeticiones	1	2	3	4	5	6	
	Duración(s)	365	365	355	355	350	345	355,833333
	Ángulo A-A	21	23	23	23	23	24	22,8333333
	Fuerza A-A	2	2,2	2,3	2,4	2,5	2,8	2,36666667
4	Repeticiones	1	2	3	4	5	6	
	Duración(s)	340	335	330	325	315	290	322,5
	Ángulo A-A	25	26	26	26	27	29	26,5
	Fuerza A-A	3	3,3	3,6	3,6	3,8	3,9	3,53333333

La **Figura 138** contiene una línea de tendencia descendente, la cual empieza en un valor de 391,66 segundos y tiene un valor de 322,5 segundos en la cuarta semana.

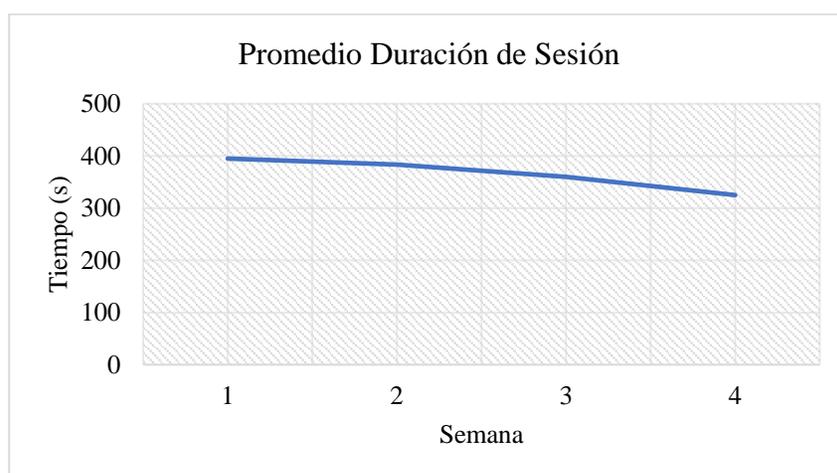


Figura 138. Duración de Sesión Paciente Escobar

Los resultados que se observan en la **Figura 139** muestran que para la primera semana de pruebas el paciente alcanzo un valor 56 grados, en cuanto que par la cuarta semana logro un valor de 56 grados.

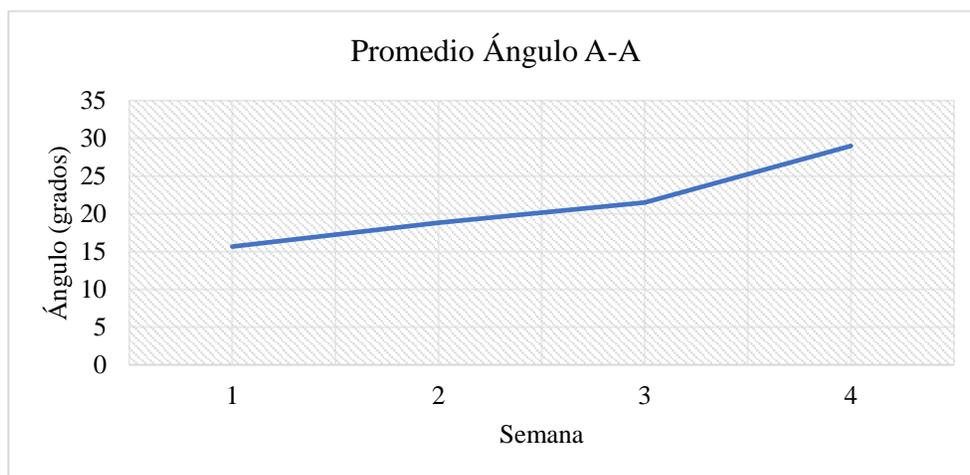


Figura 139. Promedio de Ángulo Paciente Escobar

El promedio de fuerza para el paciente Escobar muestra que en la primera semana el logro alcanzar una fuerza de 0,94 kgf y para la cuarta semana de evaluación consigue un valor de 3,53 kgf, **Figura 140**.

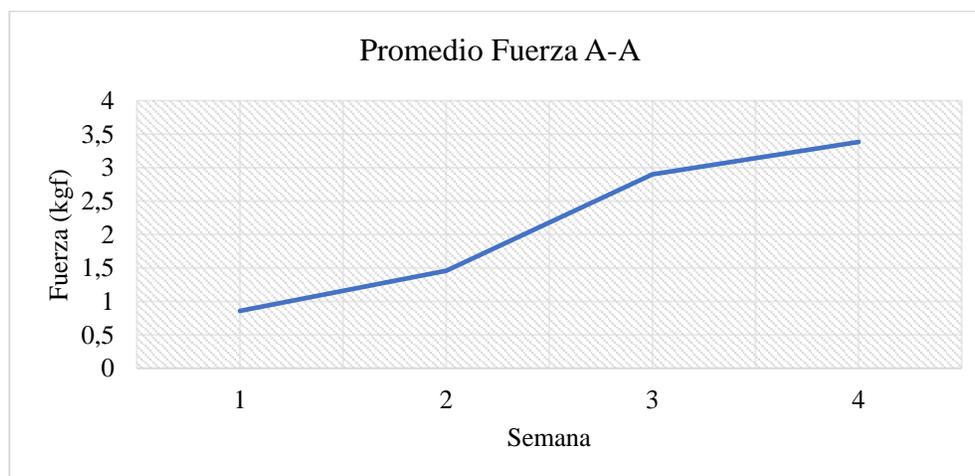


Figura 140. Promedio de Fuerza Paciente Escobar

Paciente: Sra. Gladys Guamán

Los datos de la evaluación de la paciente Gladys Guamán se presentan en la Tabla 45.

Tabla 45

Datos Viejo Oeste Paciente Guamán

Paciente: Sra. Gladys Guamán								
Terapia Interactiva: Viejo Oeste								
Semana		1	2	3	4	5	6	Promedio
1	Repeticiones	1	2	3	4	5	6	
	Duración(s)	355	355	355	355	365	370	359,166667
	Ángulo A-A (°)	27	27	28	28	28	28	27,6666667
	Fuerza A-A (kgf)	1	1	1	1,1	1,1	1,1	1,05
2	Repeticiones	1	2	3	4	5	6	
	Duración(s)	365	365	365	365	365	360	364,166667
	Ángulo A-A	29	29	29	29	30	30	29,3333333
	Fuerza A-A	1,2	1,2	1,3	1,3	1,5	1,5	1,33333333
3	Repeticiones	1	2	3	4	5	6	
	Duración(s)	355	355	355	345	345	345	350
	Ángulo A-A	30	31	31	31	31	33	31,1666667
	Fuerza A-A	1,5	1,53	1,65	1,65	1,65	1,7	1,61333333
4	Repeticiones	1	2	3	4	5	6	
	Duración(s)	335	325	315	315	315	310	319,166667
	Ángulo A-A	34	35	36	37	38	39	36,5
	Fuerza A-A	1,75	1,75	1,8	1,8	1,85	1,9	1,80833333

El promedio de los datos de duración de sesión mostrada en la **Figura 141**, indica que el paciente en su primera semana de pruebas terminó la terapia interactiva en un tiempo de 359,16 segundos, ya para su cuarta semana de pruebas logra un valor de 319,16 segundos.

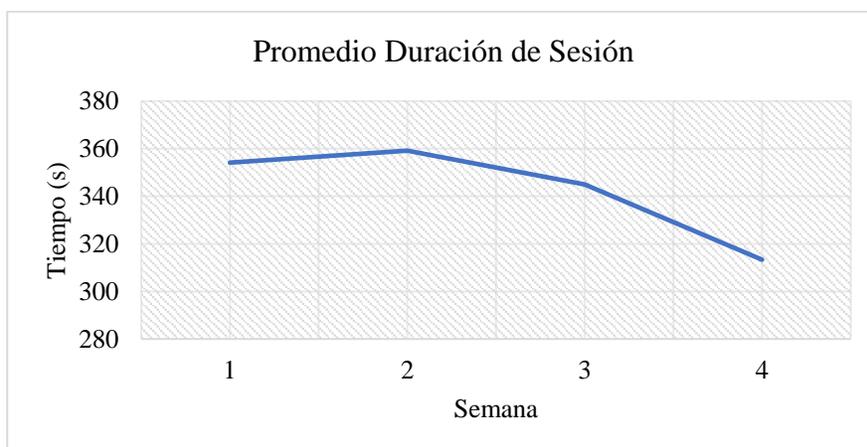


Figura 141. Datos Duración de Sesión Paciente Guamán

Acorde a los datos presentados en la **Figura 142**, la paciente obtiene un valor de 27,66 grados de movilidad en la primera semana, luego en la cuarta semana consigue un valor de 39 grados.

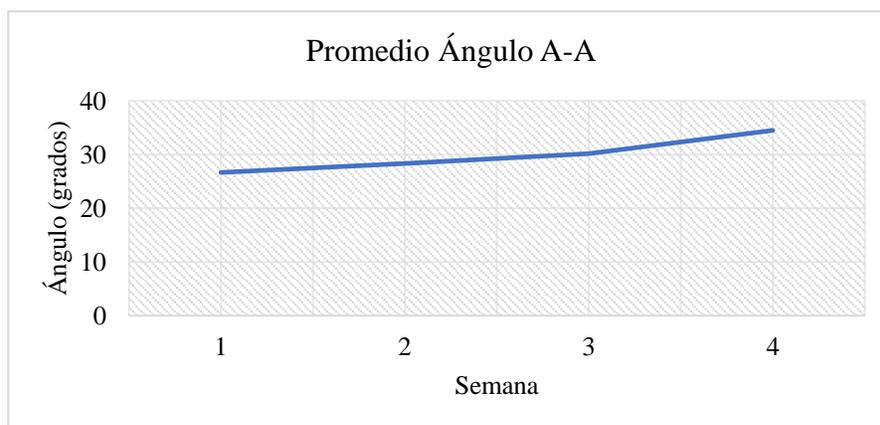


Figura 142. Datos Ángulo Paciente Guamán

La **Figura 143** muestra el promedio de datos de fuerza, en la cual se indica que la paciente en la primera semana presenta un valor de 1,05 kgf y para la cuarta semana de evaluación tiene un valor 1,80 kgf.

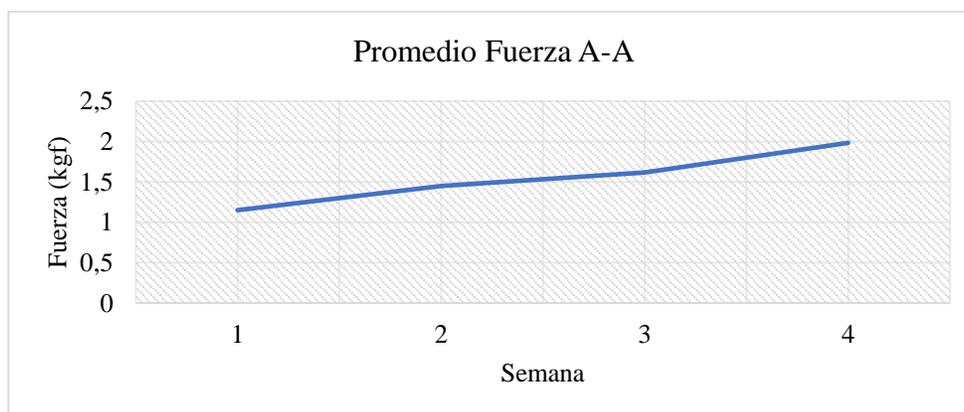


Figura 143. Datos Fuerza Paciente Guamán

6.4.3. Análisis la de la Terapia Interactiva Mixta Pesca

La terapia mixta Pesca se la realizó en los tres pacientes, ya que luego de la validación de los fisioterapeutas los pacientes estaban aptos para realizar ejercicios que involucran motricidad fina como la Pesca, además el tiempo de duración fue fijo con valores mostrados en las tablas de datos de cada paciente. Los datos tomados en cuenta fueron los valores de los ángulos y la fuerza en los movimientos de flexión – extensión de hombro.

Paciente: Sr. Cristian López

Los datos de la evaluación del paciente López se muestran en la **Tabla 46**.

Tabla 46

Datos Terapia Mixta Pesca Paciente López

Paciente: Sr. Cristian López								
Terapia Interactiva Mixta: Pesca								
Semana		1	2	3	4	5	6	Promedio
1	Repeticiones	1	2	3	4	5	6	
	Duración(s)	450	450	450	450	450	450	450
	Angulo F-E (°)	6	6	7	8	9	9	7,5
	Fuerza F-E (kgf)	0,45	0,45	0,45	0,55	0,55	0,55	0,5
2	Repeticiones	1	2	3	4	5	6	
	Duración(s)	450	450	450	450	450	450	450
	Angulo F-E	9	9	9	10	10	11	9,66666667

CONTINÚA →

	Fuerza F-E	0,6	0,65	0,65	0,65	0,7	0,7	0,65833333
	Repeticiones	1	2	3	4	5	6	
3	Duración(s)	450	450	450	450	450	450	450
	Angulo F-E	12	14	14	14	16	16	14,3333333
	Fuerza F-E	0,75	0,8	0,8	0,85	0,9	0,95	0,84166667
	Repeticiones	1	2	3	4	5	6	
4	Duración(s)	450	450	450	450	450	450	450
	Angulo F-E	16	17	17	17	19	19	17,5
	Fuerza F-E	1	1,2	1,5	1,7	1,9	2,2	1,58333333

Según el promedio de datos de fuerza de la **Figura 144**, el paciente logró una movilidad de 7,5 grados en su primera semana de pruebas, obtuvo un valor de 17,5 para la cuarta semana.

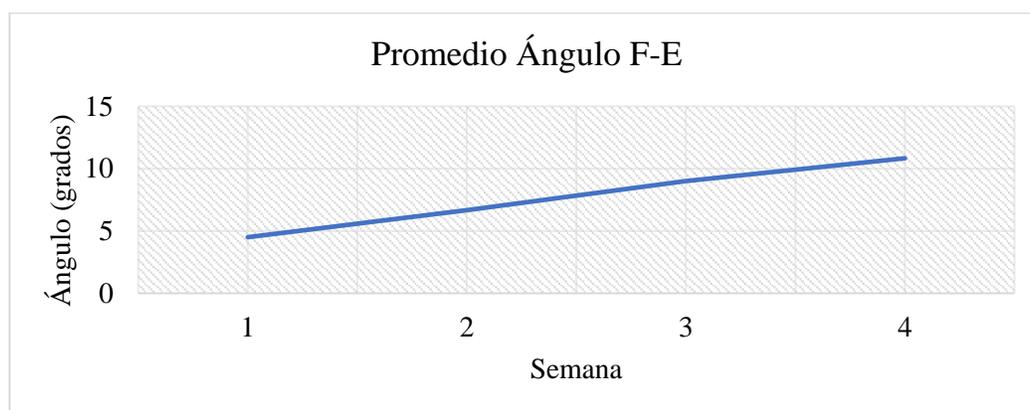


Figura 144. Promedio Ángulo Paciente López

La **Figura 145** indica que el paciente López en la primera semana de la evaluación logró una fuerza de 0,5 kgf, mientras que para la cuarta semana tiene un valor de 1,58 kgf.

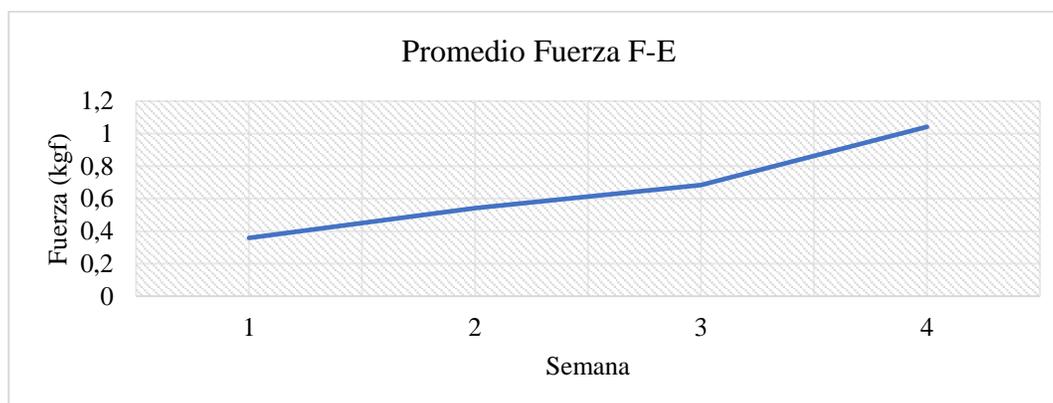


Figura 145. Promedio Fuerza Paciente López

Paciente: Sr. Sebastián Escobar

Los datos que se obtuvieron luego de las pruebas para el paciente Escobar se muestran en la **Tabla 47**.

Tabla 47

Datos Terapia Mixta Pesca Paciente Sebastián Escobar

Paciente: Sr. Sebastián Escobar								
Terapia Interactiva Mixta: Pesca								
Semana		1	2	3	4	5	6	Promedio
1	Repeticiones	1	2	3	4	5	6	
	Duración(s)	350	350	350	350	350	350	350
	Angulo F-E (°)	16	16	16	16	17	17	16,3333333
	Fuerza F-E (kgf)	0,8	0,8	0,9	0,95	0,95	0,95	0,89166667
2	Repeticiones	1	2	3	4	5	6	
	Duración(s)	350	350	350	350	350	350	350
	Angulo F-E	19	19	20	20	20	20	19,6666667
	Fuerza F-E	1	1,1	1,5	1,7	1,8	2	1,51666667
3	Repeticiones	1	2	3	4	5	6	
	Duración(s)	350	350	350	350	350	350	350
	Angulo F-E	21	22	22	22	22	23	22
	Fuerza F-E	2	2,1	2,2	2,3	2,4	2,4	2,23333333
4	Repeticiones	1	2	3	4	5	6	
	Duración(s)	350	350	350	350	350	350	350
	Angulo F-E	24	25	25	24	24	24	24,3333333
	Fuerza F-E	2,5	2,8	3	3,2	3,2	3,3	3

En la **Figura 146** se tiene el promedio de ángulo de flexión - extensión, en donde el paciente Escobar alcanzó un ángulo de 16,33 grados en la primera semana, posteriormente en su cuarta semana de evaluación un valor de 24,33 grados.

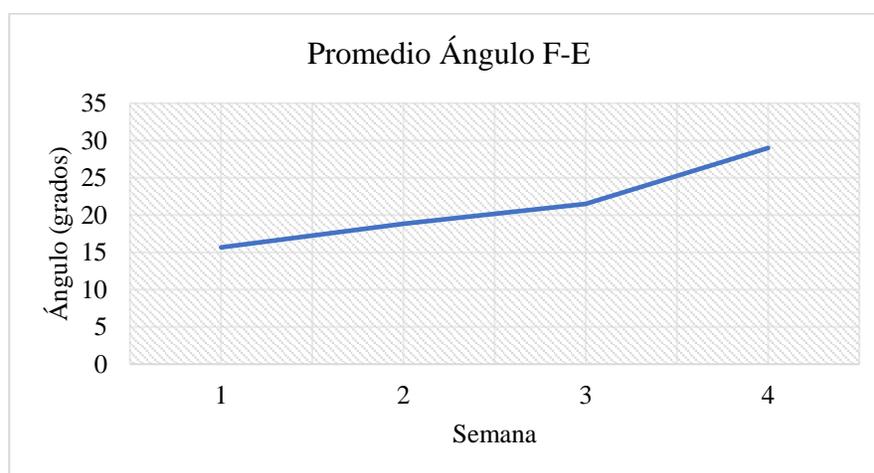


Figura 146. Promedio Ángulo Paciente Escobar

Acorde a los datos que se observan en la **Figura 147** se tiene que al comienzo de la prueba el paciente Escobar logró una fuerza de 0,89 kgf y para la última semana de evaluación tiene un valor de 3 kgf.

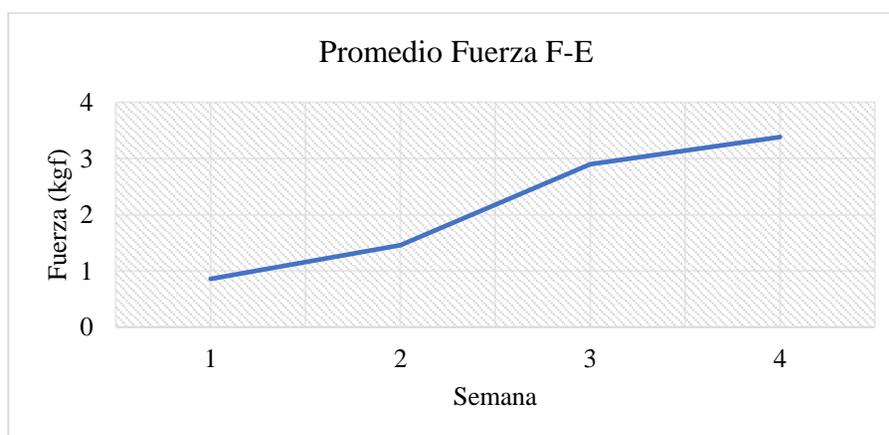


Figura 147. Promedio de Fuerza Paciente Escobar

Paciente: Sra. Gladys Guamán

Los datos de las pruebas de la paciente Gladys Guamán se muestran en la **Tabla 48**.

Tabla 48

Datos Terapia Mixta Pesca Paciente Gladys Guamán

Paciente: Sra. Gladys Guamán								
Terapia Interactiva Mixta: Pesca								Promedio
Semana								
1	Repeticiones	1	2	3	4	5	6	
	Duración(s)	300	300	300	300	300	300	300
	Angulo F-E (°)	27	27	29	29	29	29	28,3333333
	Fuerza F-E (kgf)	1	1	1,2	1,3	1,4	1,4	1,21666667
2	Repeticiones	1	2	3	4	5	6	
	Duración(s)	300	300	300	300	300	300	300
	Angulo F-E	29	30	30	30	31	31	30,1666667
	Fuerza F-E	1,4	1,4	1,4	1,5	1,5	1,5	1,45
3	Repeticiones	1	2	3	4	5	6	
	Duración(s)	300	300	300	300	300	300	300
	Angulo F-E	31	32	32	32	33	34	32,3333333
	Fuerza F-E	1,5	1,55	1,65	1,65	1,65	1,75	1,625
4	Repeticiones	1	2	3	4	5	6	
	Duración(s)	300	300	300	300	300	300	300
	Angulo F-E	34	36	37	38	39	41	37,5
	Fuerza F-E	1,75	1,8	1,85	1,85	1,95	2,2	1,9

La paciente Guamán según la Figura 148, tiene el promedio de ángulo de flexión - extensión, en donde se observa que alcanzó un ángulo de 28,33 grados en la primera semana, luego en su cuarta semana de pruebas un valor de 37,5 grados.

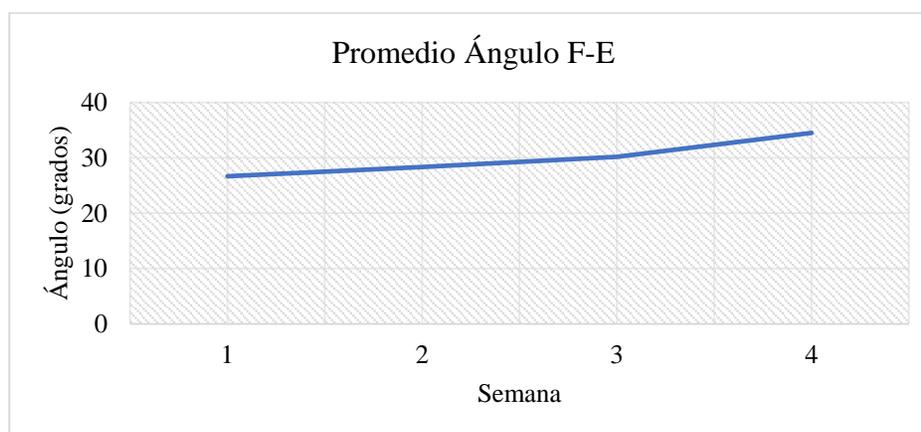


Figura 148. Datos Ángulo Paciente Guamán

La Figura 149, muestra que al comienzo de la prueba la paciente Guamán logró una fuerza de 1,21 kgf y en su última semana de evaluación tiene un valor de 1,9 kgf.

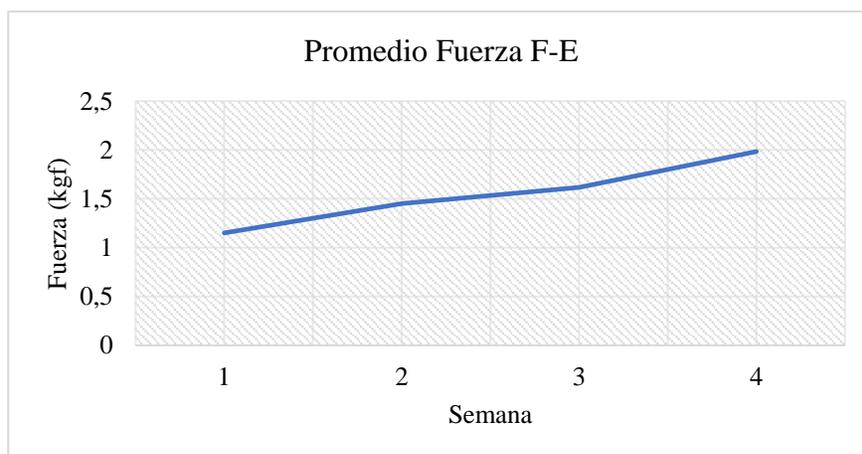


Figura 149. Datos Fuerza Paciente Guamán

Mediante las terapias interactivas que forman parte del equipo robótico para la rehabilitación de extremidades superiores, se consiguió que los pacientes que formaron parte de las pruebas, realicen ejercicios que involucran movimientos de flexión y extensión de hombro además la abducción y aducción del hombro, también por medio de las terapias interactivas mixtas trabajaron motricidad fina, todas las terapias realizadas tuvieron el objetivo de realizar ejercicios muscular y estimulación cognitiva. El proceso de recuperación en personas que han tenido un daño cerebral adquirido, comprende el reaprendizaje con movimientos cotidianos y siempre deben ser acompañados de una motivación de parte de su familia.

Los datos sobre las pruebas realizadas a los pacientes y que, a través del análisis de las curvas de tendencia mostradas en las secciones anteriores, se tiene como resultado que los pacientes

lograron mejorar durante el proceso de rehabilitación al que fueron sometidos. Para el Sr. Cristian López tuvo una mejora leve, las razones se deben a que su condición ya la lleva por más de 10 años, el paciente actualmente está dentro de un nuevo protocolo de recuperación y sería de gran ayuda que la prueba realizada se la aplicara por mucho más tiempo. El Sr. Sebastián Escobar es el paciente con el que se consiguió una mayor recuperación de fuerza en comparación a los otros dos, esto es debido a que el paciente está dentro de una etapa temprana tras el accidente y además cuenta con una mayor plasticidad de su extremidad afectada. La paciente Gladys Guamán tuvo una mejora favorable ya que su rango de movilidad se incrementó considerablemente, esto debido a que tiene una edad menor en comparación a los demás y su recuperación es más rápida y su secuela tras el accidente es menos compleja.

6.5. Validación de la Hipótesis

6.5.1. Planteamiento de la Hipótesis

El dispositivo robótico para la terapia de extremidades superiores, tendrá la capacidad de mejorar la movilidad de las extremidades superiores en pacientes con Daño Cerebral Adquirido (DCA)

6.5.2. Variables de la Investigación

Diseño y construcción de un equipo robótico para la terapia de extremidades superiores, para pacientes con daño cerebral adquirido (DCA).

Variable Dependiente

El dispositivo robótico para la terapia de extremidades superiores.

Variable Independiente

La terapia, para pacientes con Daño Cerebral Adquirido (DCA)

6.5.3. Validación de la Hipótesis

Para la validación de la hipótesis de la presente investigación se lo realizó por medio de la aplicación del método Chi Cuadrado, en cual consiste en realizar una comparación de la frecuencia observada de los datos con la frecuencia esperada. Para la aplicación del Chi Cuadrado se necesitan definir una hipótesis alternativa y una nula, mostradas a continuación:

- H1: El dispositivo robótico para la terapia de extremidades superiores, tendrá la capacidad de mejorar la movilidad de las extremidades superiores en pacientes con Daño Cerebral Adquirido (DCA).
- H0: El dispositivo robótico para la terapia de extremidades superiores, no tendrá la capacidad de mejorar la movilidad de las extremidades superiores en pacientes con Daño Cerebral Adquirido (DCA)

A continuación, se desarrolla el método del Chi Cuadrado, para lo cual se consideran los datos obtenidos de las evaluaciones aplicados a pacientes, en la **Tabla 49** se detallan los datos más

importantes de las pruebas. De la terapia interactiva Frutos del Bosque se considera la duración como variable para el análisis y se toma de valor de referencia 8,33 minutos, además el ángulo de flexión y extensión de hombro con un valor referencial de 45 grados. De la terapia interactiva Viejo Oeste se toma como datos relevantes la fuerza y el ángulo de abducción y aducción con un valor de 5 kgf y 45 grados respectivamente. Finalmente, de la terapia interactiva mixta pesca se consideran los datos de fuerza de flexión y extensión con una referencia de 5 kgf.

Tabla 49
Frecuencias Observadas

#	Terapia Interactiva	Variable	Paciente	Si cumple	No cumple	Ref.		
1				7,9305	0,3995	8,33		
2				7,611	0,719	8,33		
3			Cristian López	7,138833333	1,191166667	8,33		
4				6,833333333	1,496666667	8,33		
5				6,583333333	1,746666667	8,33		
6		Tiempo	Sebastián Escobar	6,388833333	1,941166667	8,33		
7				6	2,33	8,33		
8				5,416666667	2,913333333	8,33		
9				5,902666667	2,427333333	8,33		
10			Gladys Guamán	5,986	2,344	8,33		
11				5,75	2,58	8,33		
12	Frutos del Bosque	Ángulo F-E		5,222166667	3,107833333	8,33		
13					4,5	40,5	45	
14				Cristian López	6,66	38,34	45	
15					9	36	45	
16						10,83	34,17	45
17						15,66	29,34	45
18					Sebastián Escobar	18,83	26,17	45
19						21,5	23,5	45
20						29	16	45
21						26,6	18,4	45
22					Gladys Guamán	28,33	16,67	45
23						30,16	14,84	45
24				34,5	10,5	45		
25	Pesca	Fuerza F-E		0,5	4,5	5		
26				Cristian López	0,65	4,35	5	
27					0,84	4,16	5	
28					1,58	3,42	5	
29					0,89	4,11	5	
30					1,51	3,49	5	
31					Sebastián Escobar	2,23	2,77	5
32						3	2	5

CONTINÚA →

33				1,21	3,79	5
34				1,45	3,55	5
35			Gladys Guamán	1,62	3,38	5
36				1,9	3,1	5
37				0,45	4,55	5
38			Cristian López	0,6	4,4	5
39				0,79	4,21	5
40				1,37	3,63	5
41				0,94	4,06	5
42			Fuerza A-A	1,56	3,44	5
43			Sebastián Escobar	2,36	2,64	5
44				3,53	1,47	5
45				1,05	3,95	5
46			Gladys Guamán	1,33	3,67	5
47				1,61	3,39	5
48	Viejo Oeste			1,8	3,2	5
49				6,5	38,5	45
50			Cristian López	8,66	36,34	45
51				13,33	31,67	45
52				16,5	28,5	45
53				17,33	27,67	45
54			Angulo A-A	20,66	24,34	45
55			Sebastián Escobar	22,83	22,17	45
56				26,5	18,5	45
57				27,66	17,34	45
58			Gladys Guamán	29,33	15,67	45
59				31,16	13,84	45
60				36,5	8,5	45
		Total		604,063333	695,896667	1299,96

Con los datos de la frecuencia observada se obtiene la frecuencia esperada con la siguiente ecuación:

$$E_{ij} = \frac{O_i * O_j}{O} \quad (152)$$

Dónde:

O_i = Frecuencia observada

E_{ij} = Frecuencia esperada

O = Total

Por lo tanto, se tiene:

$$E_{ij}(Si) = \frac{8,33 * 604,06}{1299,96} = 3,87$$

$$E_{ij}(No) = \frac{8,33 * 695,89}{1299,96} = 4,45$$

La **Tabla 50** muestra los resultados obtenidos de la frecuencia esperada

Tabla 50
Frecuencia Esperada

#	Terapia Interactiva	Variable	Paciente	Si cumple	No cumple
1				3,87	4,45
2				3,87	4,45
3			Cristian López	3,87	4,45
4				3,87	4,45
5				3,87	4,45
6				3,87	4,45
7		Tiempo	Sebastián Escobar	3,87	4,45
8				3,87	4,45
9				3,87	4,45
10				3,87	4,45
11			Gladys Guamán	3,87	4,45
12				3,87	4,45
13	Frutas del Bosque			20,91	24,08
14				20,91	24,08
15			Cristian López	20,91	24,08
16				20,91	24,08
17				20,91	24,08
18				20,91	24,08
19		Angulo F-E	Sebastián Escobar	20,91	24,08
20				20,91	24,08
21				20,91	24,08
22				20,91	24,08
23			Gladys Guamán	20,91	24,08
24				20,91	24,08
25				2,32	2,67
26				2,32	2,67
27			Cristian López	2,32	2,67
28				2,32	2,67
29				2,32	2,67
30				2,32	2,67
31	Pesca	Fuerza F-E	Sebastián Escobar	2,32	2,67
32				2,32	2,67
33				2,32	2,67
34			Gladys Guamán	2,32	2,67
35				2,32	2,67
36				2,32	2,67

CONTINÚA →

37			2,32	2,67
38			2,32	2,67
39		Cristian López	2,32	2,67
40			2,32	2,67
41			2,32	2,67
42		Sebastián Escobar	2,32	2,67
43			2,32	2,67
44			2,32	2,67
45			2,32	2,67
46		Gladys Guamán	2,32	2,67
47			2,32	2,67
48	Viejo Oeste		2,32	2,67
49			20,91	24,08
50		Cristian López	20,91	24,08
51			20,91	24,08
52			20,91	24,08
53			20,91	24,08
54		Sebastián Escobar	20,91	24,08
55	Angulo A-A		20,91	24,08
56			20,91	24,08
57			20,91	24,08
58		Gladys Guamán	20,91	24,08
59			20,91	24,08
60			20,91	24,08
	Total		603,96	695,4

A partir de estos resultados se calcula el valor de Chi Cuadrado, empleando la siguiente ecuación:

$$\lambda^2 = \sum_i \sum_j \frac{(O_{ij} - E_{ij})^2}{E_{ij}} \quad (153)$$

Dónde:

i = Número de filas

j = Número de columnas

λ^2 = Chi Cuadrado

La **Tabla 51** contiene los datos del resultado del Chi Cuadrado.

Tabla 51
Resultados del Chi Cuadrado

#	Terapia Interactiva	Variable	Paciente	Si cumple	No cumple
1				4,26037733	3,68686522
2				3,6163	3,12817101
3			Cristian López	2,76105203	2,38651566
4				2,26908125	1,96003995
5				1,90237152	1,64224969
6			Sebastián Escobar	1,6394112	1,41443701
7		Tiempo		1,17232558	1,00997753
8				0,61813379	0,5306392
9				1,06763147	0,91936639
10			Gladys Guamán	1,15696537	0,99668225
11				0,91328165	0,78582022
12				0,47244307	0,40481154
13	Frutas del Bosque			12,8784362	11,1966944
14			Cristian López	9,71126255	8,44466777
15				6,78374462	5,90059801
16				4,85922525	4,22791113
17				1,31814921	1,14898671
18			Sebastián Escobar	0,20690579	0,1813995
19		Angulo F-E		0,01664754	0,0139701
20				3,12999044	2,71122924
21				1,54835485	1,33980066
22			Gladys Guamán	2,63301769	2,28023671
23				4,09194165	3,5455814
24				8,83252511	7,65848837
25				1,42775862	1,25426966
26			Cristian López	1,20211207	1,05707865
27				0,94413793	0,83149813
28				0,23603448	0,21067416
29				0,88142241	0,77662921
30			Sebastián Escobar	0,28280172	0,25183521
31	Pesca	Fuerza F-E		0,00349138	0,00374532
32				0,19931034	0,16812734
33				0,53107759	0,46981273
34			Gladys Guamán	0,32625	0,29003745
35				0,2112069	0,1888015
36				0,07603448	0,06925094
37	Viejo Oeste	Fuerza A-A	Cristian López	1,50728448	1,32374532

CONTINÚA 

38			1,27517241	1,12093633	
39			1,00900862	0,8882397	
40			0,38900862	0,34516854	
41			0,82086207	0,72363296	
42			0,24896552	0,22205993	
43		Sebastián Escobar	0,00068966	0,00033708	
44			0,63107759	0,53932584	
45			0,69521552	0,61363296	
46		Gladys Guamán	0,4224569	0,37453184	
47			0,21728448	0,1941573	
48			0,11655172	0,10520599	
49			9,93056432	8,63523256	
50		Cristian López	7,17659015	6,24200997	
51			2,74779531	2,39236296	
52			0,93008608	0,81131229	
53			0,61293161	0,5352201	
54	Viejo Oeste	Angulo A-A	Sebastián Escobar	0,002989	0,00280731
55			0,17629842	0,15149917	
56			1,49440937	1,29303987	
57			2,17898135	1,88652824	
58		Gladys Guamán	3,39054998	2,93721346	
59			5,0245098	4,3545515	
60			11,6235342	10,0804153	
		Total	136,80403	118,860066	
		Chi - Cuadrado		255,664097	

A continuación, se calcula el grado de libertad con la siguiente ecuación:

$$v = (\text{Número de filas} - 1)(\text{Número de columnas} - 1) \quad (154)$$

$$v = (60 - 1)(2 - 1) = 59$$

En el Anexo 8 se muestran los valores para los puntos porcentuales correspondientes a la distribución de Chi Cuadrado, considerando un alfa de 0,001 se tiene:

$$\lambda_{Tabulado}^2 = 99,60$$

Para la validación de la hipótesis alternativa es necesario realizar una comparación, entre el valor de Chi Cuadrado calculado y el valor tabulado.

$$\lambda_{Calculado}^2 \geq \lambda_{Tabulado}^2$$

$$255,66 \geq 99,60$$

Por lo tanto, El dispositivo robótico para la terapia de extremidades superiores, tendrá la capacidad de mejorar la movilidad de las extremidades superiores en pacientes con Daño Cerebral Adquirido (DCA).

CAPÍTULO VII.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

7.1. Conclusiones

- El equipo robótico para la rehabilitación de extremidades superiores enfocado a pacientes con daño cerebral adquirido ayuda dentro del proceso de rehabilitación tras las diferentes secuelas ocasionadas por el DCA, ya que se observó sesión tras sesión una recuperación de la movilidad de las extremidades superiores desde 15 a 27° en su rango de movilidad, por medio de terapias interactivas y personalizadas que cuentan con una retroalimentación auditiva y visual, logrando la motivación del paciente y la de su familia.
- El equipo robótico basado en cables cuenta con sesiones interactivas con 49,8 puntos de valoración en nivel de usabilidad, aceptación y seguridad. Y seguridad de rehabilitación virtual, lo que permite un tratamiento de terapia activa para la rehabilitación de extremidades superiores, además el equipo incluye dentro de su interfaz la posibilidad para la realización de terapias pasivas basadas en el control sobre las eslingas, acorde a los requerimientos del fisioterapeuta.
- La funcionalidad del sistema de asistencia de peso dentro del equipo robótico es una herramienta que permite movimientos con 4,74mm de presión lo que permite al paciente sentir que su extremidad superior afectada puede realizar movimientos con

facilidad, ya que el peso de la extremidad es compensado por el sistema, motivándolo a realizar tipos de terapias con un mayor grado de dificultad.

- El diseño de los diferentes sistemas eléctricos y electrónicos que integran el equipo, fue realizado luego de un análisis acorde a la metodología de la norma en V, dando como resultado motores de 7000 Rpm de 0.46 Nm de torque, con un caja reductora de 5:1, los cuales permiten manejar el peso del brazo del paciente.
- Los dispositivos de detección de movimiento son elementos fundamentales para el sistema de estadísticas de recuperación del paciente, permiten la detección de datos con valor de RMSE de 0.80 grados, para luego conocer mediante gráficos generados dentro de la interface gráfica del equipo robótico la evolución de recuperación del paciente, luego estos datos son analizados por el fisioterapeuta para medir la efectividad del protocolo del tipo de tratamiento aplicado.
- La interface gráfica del equipo robótico tiene un diseño intuitivo y colorido, sus diferentes escenas tienen imágenes relacionadas a la fisioterapia y la salud, además poseen dos menús intuitivos que facilitan la navegación y permiten el control de velocidad, posición, tiempo y modo de terapia. Por medio de la interface gráfica el fisioterapeuta puede controlar el hardware del equipo, manejar la base de datos de los pacientes y conocer sus estadísticas.

- El resultado final de la integración de los diferentes sistemas diseñados y contruidos dentro de esta investigación, es un equipo robótico, que integra tres sistemas: generación de movimiento, detección de movimiento y control de progreso, los cuales usan una velocidad de comunicación de 1382400 baudios, que como propuesta de valor es su diseño basado en cables, lo que permite al paciente perder el miedo a realizar la sesión de terapia, dejando a un lado la idea de que el equipo vaya a dañar su extremidad, en relación a otros equipos existentes que poseen un aparataje mayor.
- Las evaluaciones que se realizaron con pacientes bajo la colaboración de un fisioterapeuta permitieron conocer la evolución de su condición luego de las diferentes sesiones realizadas, por medio de estos resultados se evaluó la hipótesis, con un valor de 255,66 en el método de Chi Cuadrado.

7.2. Recomendaciones

- Para una mayor comodidad durante las sesiones de terapia, es necesario usar eslingas con soportes para que la palma de la mano se mantenga en una posición recta, de esta forma se evita el amortiguamiento o amoratamiento de la extremidad superior. También se debe usar un soporte para los pies para que se mantengan en una posición de 30 grados para evitar el cansancio de la extremidad inferior.

- Para el sistema de detección de movimiento se debe usar la indumentaria adecuada para evitar que los dispositivos se resbalen o deslicen, con el objetivo de que no se produzca una descalibración del dispositivo y se generen datos erróneos.
- Las primeras sesiones de terapia siempre deben estar guiadas y supervisadas por un fisioterapeuta con la finalidad de precautelar la integridad del paciente, además de conocer in situ las diferentes reacciones positivas o negativas que pudieran ocasionar el equipo robótico.

7.3. Punto de Vista sobre el Equipo Robótico

Dra. Sandra Hurtado, Fisiólogo

“El equipo robótico para la rehabilitación es muy importante dentro de la etapa de recuperación no solo para tratar secuelas generadas al sufrir un daño cerebral adquirido, sino también para el proceso de recuperación de lesiones de hombro o codo, mi recomendación sería que el equipo pudiese realizar movimientos en forma de un lazo, porque he tenido mejores resultados con ese tipo de movimiento.”

Dra. Andrea López, SAMTE

“Buenos Días, soy Andrea López terapeuta física de la Ciudad de Ambato, con respecto al equipo de diseño y construcción de un equipo robótico para la rehabilitación de extremidades superiores, principalmente nos va ayudar a guardar información sobre valoración articular en

miembros superiores, también a realizar lo que es prensión fina, prensión gruesa, agarre en este caso de ciertos objetos que vamos encontrar en un tablero que va estar el frente, aparte de esto ellos están conjugando mucho la parte anímica para realizar actividades lúdicas con los videojuegos y utilizando sus extremidades superiores. La recomendación más clara para el equipo es que tenga un control de voz o trabajar mediante inteligencia artificial para poder parar o suspender el equipo cuando requiera ser necesario por el paciente, porque estuvo en una mala postura o porque paso alguna otra cosa, también están cuidando mucho la parte ergonómica de trabajar en sedestación sin descuidar los miembros inferiores para que no se encuentren cansados independientemente de la altura que tenga la persona”

Dr. Joel Díaz, Físico

“Desde mi punto de vista de la biomedicina y mi experiencia en el análisis del perfiles biofísicos, mi recomendación para el equipo robótico para la rehabilitación de extremidades superiores, es que se debería realizar un backup de nivel clínico, es decir realizar pruebas en pacientes con daños en la extremidad superior, producidas por diferentes causas y con tiempos de evaluación mucho más prolongados, lo que permitirá conocer de mejor manera el tiempo de recuperación y el tipo de sesiones que se deberían aplicar acorde al diagnóstico de cada paciente”

7.4. Trabajos Futuros

Algunos de los trabajos futuros que se deberían implementar como una mejora al equipo robótico, fueron propuestas por los tres fisioterapeutas que colaboraron durante esta investigación.

- La implementación de un control mediante el reconocimiento de voz, para que durante una emergencia sea mucho más rápido y encontrándose a una distancia considerable enviar un comando como “Parar” y detener el funcionamiento del equipo, además la inclusión de diferentes comandos para el control del hardware.
- Incrementar el número de terapias interactivas con videojuegos de tipo cognitivo, precisión, reacción y motor, tanto para la versión 2D como el diseño en 3D para que exista una mayor inmersión de realidad virtual. Además, que contengan una mayor cantidad de desafíos y una mejorada retroalimentación auditiva y visual.
- Almacenar una mayor cantidad de datos durante las terapias interactivas, como el nivel de dificultad, la duración, el número de aciertos, la cantidad de intentos, para tener un diagnóstico mucho más preciso sobre la recuperación del paciente.
- Mejorar el sistema de detección de movimiento incrementando el número de sensores para analizar el rango de movilidad en todo el cuerpo. También implementar filtros sofisticados para mejorar el error, la deriva y la desorientación en los sensores inerciales. El diseño y

construcción de un medio de transporte para los dispositivos que cuente con materiales que no se vean afectados por el campo magnético.

- Se deben realizar pruebas en pacientes bajo la supervisión de un especialista, y que se cuente con un programa mucho más sofisticado, con el objetivo de generar una fundamentación clínica bajo estándares técnicos para que el equipo pase al siguiente nivel de producto, para que así se logre brindar un beneficio mayor a la población ecuatoriana.
- Mejorar el diseño estructural del equipo robótico basado en cables, para que sea modular, desarmable y más fácil de transportar.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Arsenault, D. (2014). *A Quaternion-Based Motion Tracking and Gesture Recognition System Using Wireless Inertial Sensors*. Ontario: Carleton University.
- Bang Pham, C., Yang, G., & Huat Yeo, S. (2005, Julio 24-28). Dynamic Analysis of Cable-Driven Parallel Mechanisms. *International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, 612-619. doi:10.1109/AIM.2005.1511050
- Brunnstrom, S., Peggy, H., & Bertoti, D. (2012). *Brunnstrom's clinical kinesiology* (Sexta ed.). Philadelphia: F.A. Davis. doi:978-0-8036-2352-1
- Budynas, R. G., & Nisbett, J. K. (2008). *Diseño en Ingeniería Mecánica de Shigley*. México, D.F.: McGraw Hill.
- Cameirão, M., Bermúdez, S., Duarte, E., & Verschure, P. (2010). Neurorehabilitation using the virtual reality based Rehabilitation Gaming System: methodology, design, psychometrics, usability and validation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 7-48. doi:10.1186/1743-0003-7-48
- Cano de la Cuerda, R., & Collado, S. (2012). Métodos específicos de valoración y tratamiento. *Editorial Medica Panamerica*, 89-139.
- Casadio, M., Giannoni, P., Masia, L., Morasso, P., Sandini, G., & Sanguiniti, V. (2009). Robot therapy of the upper limb in stroke patients: preliminary experiences for the principlebased use of this technology. *Funtional Neurology*, 24, 195-202.

- Casner, D., Renaud, J., Houssin, R., & Knittel, D. (2012). A novel design approach for mechatronic systems based on multidisciplinary design optimization. *WASET. ICAM 2012 : International Conference on Automation and Mechatronics*, 376-382.
- Colomer, C. (2017). *Rehabilitación del miembro superior parético en pacientes con ictus: Eficacia del empleo de Entornos Virtuales, Soportes Robóticos Y*. Barcelona.
- Consejo Nacional de Planificación (CNP). (2017). *Plan Nacional de Desarrollo 2017 - 2021*. Quito: Secretaría Nacional de Planificación y Desarrollo, Senplades. Recuperado el 14 de Agosto de 2018, de https://www.planificacion.gob.ec/wp-content/uploads/downloads/2017/10/PNBV-26-OCT-FINAL_0K.compressed1.pdf
- Cothros, N., Wong, J., & Gribble, P. (2009). Visual Cues Signaling Object Grasp Reduce Interference in Motor Learning. *J Neurophysiol*, 2112-2120. doi:10.1152/jn.00493.2009
- DEDUCETU. (2014, Octubre 1). *Documentación y análisis: Conformado de productos sin arranque de viruta*. Retrieved Enero 12, 2019, from Doblado y Curvado: blogspot.com/p/5doblado-curvado-y-plegado.html
- Dingenen, J. V. (2001). Gel-spun high-performance polyethylene fibres. In J. W. Hearle, *High-performance fibres* (p. 140). Boca Raton, Florida, Estados Unidos: Woodhead Publishing Ltd and CRC Press LLC.
- Garibay, C., Gutierrez, H., & Figueroa, A. (2010). Evaluation of a Digital Library by Means of Quality Function Deployment (QFD) and the Kano Model. *The Journal of Academic Librarianship*, 36, 125-132. doi:10.1016/j.acalib.2010.01.002

Giangrandi, I. (2012, Junio 6). *Roll length calculator*. Retrieved 12 3, 2018, from Giangrandi.com:

<http://www.giangrandi.ch/soft/spiral/spiral.shtml>

Gil Gómez, J. A., Manzano Hernández, P., Gil Gómez, H., Lozano Quilis, J. A., Albiol Pérez, S., & Aula Valero, C. (2013). SEQ: Suitability Evaluation Questionnaire for Virtual Rehabilitation Systems. Application in a Virtual Rehabilitation System for Balance Rehabilitation. *Pervasive Computing Technologies for Healthcare*. doi:10.4108/pervasivehealth.2013.252216

Gope, P. (2012). *Machine Desing: Fundamentals and Applications*. Nueva Deli, India: PHI Learning Private Limited.

Harms, M. (2012). Advancing technology in rehabilitation. *Physiotherapy*, 98(ISSN 00319406), 181-182.

Hocoma. (2018). *Arneo Therapy Concept*. Volketswil.

IESS. (2017). *IESS incorporó equipos robóticos para rehabilitación del paciente*. Quito.

INEC. (2014). *Anuario de Estadísticas Hospitalarias: Egresos y camas*. Quito.

INEC. (2014). *Compendio Estadístico 2014*. Quito.

INEC. (2014). *Encuesta Nacional de Salud y Nutrición*. Ministerio de Salud Pública, Quito.

Kapandji, A. (2007). *Fisiología Articular miembro superior* (6ta ed., Vol. 1). Madrid, España: Medica Panamerica.

- Kitago, T., & Krakauer, J. (2013). Motor learning principles for neurorehabilitation. *Handbook of Clinical Neurology*, 110, 93-103. doi:10.1016/B978-0-444-52901-5.00008-3
- Kizoni, R., Katz, N., & Lynne, P. (2004, Sep). Virtual reality based intervention in rehabilitation: relationship between motor and cognitive abilities and performance within virtual environments for patients with stroke. *International Conference on Disability, Virtual Reality & Associated Technologies*, 19-26.
- Klinger, E., Weiss, P., & Joseph, P. (2010). Virtual reality for learning and rehabilitation. *Rethinking physical and rehabilitation medicine*, 203-221.
- Koenig, S., Dunser, A., & Bartneck, C. (2011). Development of virtual environments for patient centered rehabilitation. *International Conference on Virtual Rehabilitation*, 474.
- Krabben, T., Prange, G., Molier, B., Stienen, A., Jannink, M., Buurke Jaap, & Rietman, J. (2012). Influence of gravity compensation training on synergistic movement patterns of the upper. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 9(44), 2-12. doi:10.1186/1743-0003-9-44
- Krakauer, J. W. (2005). Arm Function after Stroke: From Physiology to Recovery. *Seminars in Neurology*, 25, 385-395.
- Kwakkel, G. (2006). Impact of intensity of practice after stroke: Issues for consideration. *Journal*, 28, 823-830.
- Langhorne, P., Bernhardt, J., & Gert, K. (2011). Stroke rehabilitation. *Stroke Care* 2, 1693-1702.

- Lema, D. V. (2013). *Comparación estadística de medidas antropométricas entre mestizos, indígenas y afroecuatorianos de la Región Sierra del Ecuador*. Quito: Universidad San Francisco de Quito.
- Levin, M., Weiss, P., & Keshner, E. (2014, Septiembre 11). Emergence of Virtual Reality as a Tool for Upper Limb Rehabilitation: Incorporation of Motor Control and Motor Learning Principles. *Physical Therapy*, 415-425. doi:10.2522/ptj.20130579
- Loureiro, R., & Smith, T. (2011). Design of the ROBIN system: whole-arm multi-model sensorimotor environment for the rehabilitation of brain injuries. *Rehabilitation Robotics*, 51-67. doi:10.1109/ICORR.2011.5975511
- Loureiro, R., Harwin, W., Nagai, K., & Johnson, M. (2011). Advances in upper limb stroke rehabilitation: a technology push. *Medical Biological Engineering Computing*, 1103-1118. doi:10.1007/s11517-011-0797-0
- Mahadevan, K., & Balavera, R. K. (2005). *Design Data Handbook*. Nueva Deli, India: McGraw Hill.
- Moreno, D., Santamaria, D., Ludeña, C., Barco, A., Vasquez, D., & Santibañez, R. (2016). Enfermedad Cerebrovascular en el Ecuador: Análisis de los Últimos 25 Años de Mortalidad, Realidad Actual y Recomendaciones. *Revista Ecuatoriana de Neurología*, 25(1-3), 17-20.
- Mott, R. L. (2006). *Diseño de elementos de máquinas* (Cuarta ed.). México, D.F.: Pearson Educacion.

- Muñoz, J. P., & Rodríguez, R. (2017). *Diseño y construcción de una plataforma interactiva para fisioterapia continua pasiva para lesiones del hombro con el uso del dispositivo kinect*. Universidad de las Fuerzas Armadas Espe, Energía y mecánica. Sangolqui: ESPE.
- Nielsen, J., Willers-Olsen, M., Christiansen, L., Lundbye, J., & Lorentzen, J. (2015). Science-Based Neurorehabilitation: Recommendations for Neurorehabilitation From Basic Science. *Neural Enhancement for Independent Living*, 47, 7-17. doi:10.1080/00222895.2014.931273
- Ordoñez López, P., Sánchez Sánchez, J. L., Martín Noguerras, A. M., Calderon Diez, L., Orejuela Rodríguez, J., & Calvo Arenillas, J. I. (2015). Physiotherapy in the arthroplasty of shoulder. Protocol of treatment. *Fisioterapia2016*, 7-16. doi:/10.1016/S0211-5638(06)74016-0
- Pignolo, L. (2009). Robotics in Neuro-Rehabilitation. *Foundation of Rehabilitation Information.*, 955-960. doi:10.2340/16501977-0434
- Pons, J. (2018). Wearable Upper Limb Robots. In J. Pons, *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons* (pp. 235-281). Madrid: John Willey & Sons, Ltd.
- Pott, A. (2017). *Cable-Driven Parallel Robots Theory and Application*. Sindelfingen, Alemania: Springer Tracts in Advanced Robotics.
- Prange, G. (2009). Rehabilitation robotics : stimulating restoration of arm function after stroke. *Enschede*.

- Rabin, E., & Gordon, A. (2004). Tactile feedback contributes to consistency of finger movements during typing. *Experimental Brain Research*, 155, 362-369. doi:10.1007/s00221-003-1736-6
- Rajesh, G., & Malliga, P. (2013). Supplier Selection Based on AHP QFD Methodology. *Procedia Engineering*, 64, 1283-1292.
- Reha Technology. (2015). *Armotion User Manual*. Industriestrasse 78. Olten: Reha Technology.
- Rosati, G., Oscari, F., Spagnol, S., Avanzi, F., & Masiero, S. (2012). Effect of task-related continuous auditory feedback during learning of tracking motion exercises. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 9, 79. doi:10.1186/1743-0003-9-79
- Runnalls, K., Anson, G., Wolf, S., & Byblow, W. (2014). Partial weight support differentially affects corticomotor excitability across muscles of the upper limb. *Physiological Reports*, 2, 1-12. doi:10.14814/phy2.12183
- Schepers, M., Giuberti, M., & Bellusci, G. (2018). Xsens MVN: Consistent Tracking of Human Motion Using Inertial Sensing. *XSENS TECHNOLOGIES B.V.*
- Shaugnessy, M., & Resnick, B. (2009). Using Theory to Develop an Exercise Intervention for Patients Post Stroke. *Nursing Research: Navigating the Road to Recovery After Stroke*, 16, 140-146. doi:10.1310/tsr1602-140

- Sheng, B., Zhang, Y., Meng, W., Deng, C., & Xie, S. (2016). Bilateral robots for upper-limb stroke rehabilitation: State of the art and future prospects. *Medical Engineering and Physics*, 38, 587-606.
- Society, P. R. (2 de Octubre de 2018). *Braininjurysociety*. Obtenido de <http://braininjurysociety.com/information/acquired-brain-injury/what-is-abi/>
- Soman, K. (2017). *Machine Design Data handbook*. Nueva Deli, India: PHI Learning Private Limited.
- Sveistrup, H., & Levin, M. (2010). Feedback and virtual environments for motor learning and rehabilitation. 19-36.
- Teasell, R. W., & Kalra, L. (2005). What's new in stroke rehabilitation back to basics. *Stroke*, 36(2), 215-217.
- Tori, R., Kirner, C., & Siscouto, R. (2006). *Fundamentos e tecnologia de realidade virtual e aumentada*. Belem, Brasil: SBS Sociedade Brasileira de Computação.
- Tyromotion GmbH. (2017). *Manual Diego*. Bahnhofgürtel : Tyromotion GmbH.
- Ulrich, K. &. (2013). *Diseño y desarrollo de productos*. México, D.F.: McGraw Hill.
- Ustinova, K., Perkins, J., Szostakowski, L., & Tamkei, L. (2010). Effect of viewing angle on arm reaching while standing in a virtual environment: Potential for virtual rehabilitation. *Acta Psychologica*, 133, 180-190. doi:doi.org/10.1016/j.actpsy.2009.11.006

Veerbeek, J., Langbroek, A., & Wegen, E. (2016). Effects of Robot-Assisted Therapy for the Upper Limb After Stroke. *Effects of Robot-Assisted Therapy for the Upper Limb After Stroke*, 31, 107-121. doi:10.1177/1545968316666957

Verein Deutscher Ingenieure. (2004). *Design methodology for mechatronic systems*. Berlin.

Vex Robotics. (2017). *Vex Robotics Motor Data - 775pro (217-4347)*. California: Innovation FIRST International. Recuperado el 23 de Enero de 2019, de <https://motors.vex.com/vexpro-motors/775pro>

Vex Robotics. (2017). *VEX Robotics Motor Data - Mini CIM Motor (217-3371)*. California: Innovation FIRST International. Recuperado el 23 de Enero de 2019, de <https://motors.vex.com/vexpro-motors/mini-cim-motor>

Wehr, M. (2017). *Beitrag zur Untersuchung von hochfesten synthetischen Faserseilen unter hochdynamischer Beanspruchung*. Institut für Fördertechnik. Stuttgart: UNIVERSITÄT STUTTGART.

Weiss, P., Rand, D., Katz, N., & Kizony, R. (2004). Video capture virtual reality as a flexible and effective rehabilitation tool. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 12(1), 1-12.

Wilgo, M. N. (2012). *Desenvolvimento de uma estrutura robótica atuada por cabos para reabilitação/recuperação dos movimentos do ombro humano*. Uberlandia: Universidad Fereral de Uberlandia.

- Winer, K. (11 de Mayo de 2019). *GitHub*. Obtenido de Affordable 9 DoF Sensor Fusion: <https://github.com/kriswiner/MPU6050/wiki/Affordable-9-DoF-Sensor-Fusion?fbclid=IwAR0Zl6pcFEjQps5Z2aUjQ5X-ts364WQHGBX2oFl4BXflrS0bYN8x3jnaxXc>
- Woodbury, M., Anderson, K., Finnetto Christian, Fortune, A., Dellenbach, B., Grattan, E., & Hutchison, S. (2017). Matching Task Difficulty to Patient Ability During Task Practice Improves Upper Extremity Motor Skill After Stroke. *Physical Medicine and Rehabilitation*, 97, 1863-1871. doi:10.1016/j.apmr.2016.03.022
- World Health Organization. (1996). *Acquired Brain Injury*. Geneva.
- Wu, C.-Y., Huang, P.-C., Cheng, Y.-T., Lin, K.-C., & Yang, H.-W. (2013). Effects of Mirror Therapy on Motor and Sensory Recovery in Chronic Stroke: A Randomized Controlled Trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 94, 1023-1030.
- Young, W. C., & Budynas, R. G. (2002). *Roark's Formulas for Stress and Strain*. New York: McGraw Hill.
- Ziherl, J., Novak, D., Olenšek, A., Mihelj, M., & Munih, M. (2010). Evaluation of upper extremity robot-assistances in subacute and chronic stroke subjects. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 7-52. doi:10.1186/1743-0003-7-52

ANEXOS



ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA**

CERTIFICACIÓN

Se certifica que el presente trabajo fue desarrollado por los señores **ORTIZ RENDON, ALEXANDER MARCELO** y **CÁRDENAS ARIAS MILTON EDUARDO**.

En la ciudad de Latacunga, al décimo día del mes de Julio del 2019.

Aprobado por:

Ing. Guido Rafael Torres Muñoz
DIRECTOR DEL PROYECTO

Ing. Darío Mendoza Chipantasi
DIRECTOR DE CARRERA



Dr. Rodrigo Vaca Corrales
SECRETARIO ACADÉMICO

