

**PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ**

**Facultad de Ciencias e Ingeniería**



**PONTIFICIA  
UNIVERSIDAD  
CATÓLICA  
DEL PERÚ**

**DISEÑO DE UN MECANISMO ROBÓTICO DE DOS GRADOS  
DE LIBERTAD PARA REHABILITACIÓN DE MIEMBRO  
SUPERIOR EN USUARIOS CON POST-INFARTO CEREBRAL**

**Tesis para optar el Título de Ingeniero Mecatrónico,  
que presenta el bachiller:**

**Wilberth José Virhuez Delgado**

**ASESOR: Dante Ángel Elías Giordano**

**Lima, agosto del 2018**



## **AGRADECIMIENTOS**

A mi familia, por todo el apoyo que me han dado. A mis padres y hermanos que estuvieron presente durante todo este trabajo. Agradezco al Dr. Dante Elías su valiosa guía y paciencia durante todo el trabajo tesis. A mis colegas y compañeros de la universidad que me ayudaran y aconsejaron, sobre todo a los miembros del grupo GIRAB. También, doy un agradecimiento especial a CIENCIACTIVA por apoyar en la realización de esta tesis a través del Círculo de Investigación denominado "Investigación y desarrollo de tecnologías de asistencia aplicadas a rehabilitación física y biomecánica deportiva" con Convenio de Financiamiento 206-2015 FONDECYT.



## RESUMEN

La presente tesis desarrolla el diseño de un mecanismo robótico de dos grados de libertad para rehabilitación de miembro superior en usuarios con post-infarto cerebral como solución alternativa de rehabilitación al método convencional en mejorar la recuperación del miembro superior.

El proyecto responde a un aumento de la población adulta que sufre de alguna discapacidad, el déficit de atención hospitalaria y de infraestructura adecuada en los centros de rehabilitación que generan secuelas en la vida del paciente por no haber sido atendido en el momento oportuno.

En el presente documento se describe el mecanismo diseñado, el cual contempla realizar los movimientos de flexo/extensión con un rango de  $0^\circ$  a  $120^\circ$  y el de pronosupinación con un rango de  $0^\circ$  a  $90^\circ$ . El mecanismo se desarrolló para trabajar con órdenes de un interfaz cerebro computadora, pero puede adaptarse a otras formas de interacción debido a que recibe señales. El primer movimiento se realiza por transmisión de engranajes y el segundo por cable de acero. Además, el mecanismo está acoplado a una base que permite adaptar el diseño robótico a diferentes miembros superiores. El costo de diseño y de fabricación de este dispositivo está alrededor de los S/. 6,000. En el desarrollo de este trabajo se empleó la metodología de diseño de la norma alemana VDI 2206





**TEMA DE TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE INGENIERO MECATRÓNICO**

Título : DISEÑO DE UN MECANISMO ROBÓTICO DE DOS GRADOS DE LIBERTAD PARA REHABILITACIÓN DE MIEMBRO SUPERIOR EN USUARIOS CON POST-INFARTO CEREBRAL

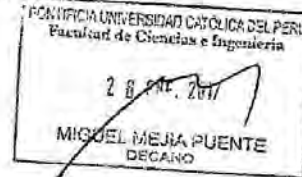
Asesor : Dante Ángel Elías Giordano

Alumno : Wilberth José Virhuez Delgado

Código : 20097276

Tema N° : # 169

Fecha : 02/12/2016



**Descripción y Objetivos**

La población adulta que sufre de alguna discapacidad ha aumentado debido al incremento de la esperanza de vida, el aumento de la población con sobrepeso y la contaminación ambiental. Estos factores incrementan la posibilidad de sufrir un accidente cerebro vascular con secuelas en la función motora de miembros superiores. Además, el déficit de atención hospitalaria, infraestructura y equipamiento, en los centros de rehabilitación, dificulta una recuperación plena del individuo generando secuelas en la vida del paciente por no haber sido atendido en el momento oportuno.

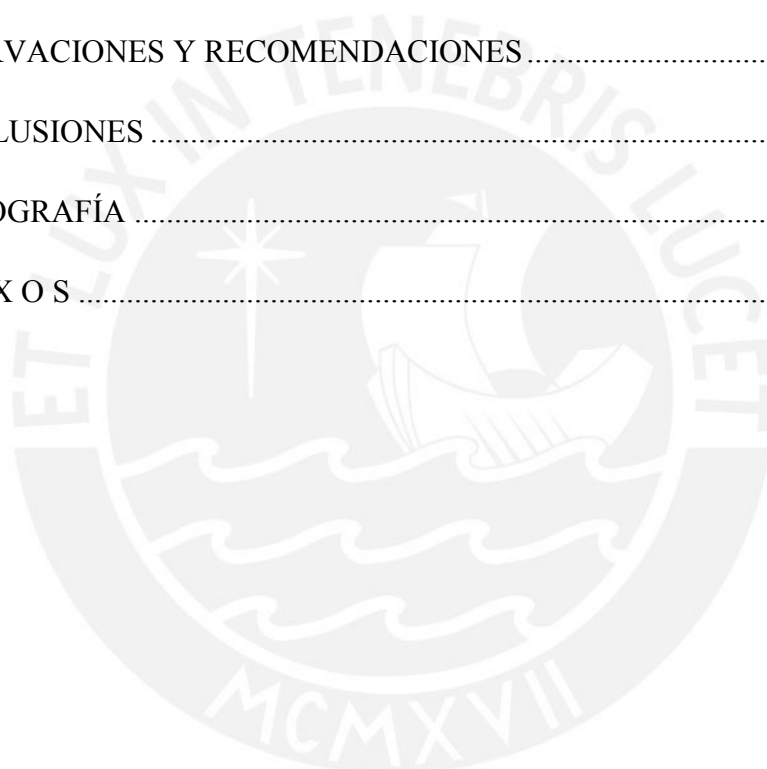
Por lo tanto se propone el diseño de un mecanismo robótico de dos grados de libertad para rehabilitación de miembro superior en usuarios con post-infarto cerebral como alternativa de rehabilitación al método convencional en la recuperación del miembro superior. El mecanismo robótico deberá adaptarse a la antropometría de un adulto peruano, contar con sistemas de seguridad para garantizar la integridad de los pacientes, y realizar los movimientos de flexo/extensión o de prono/supinación. Esta propuesta comprende el estado del arte, el diseño del mecanismo robótico con mayor énfasis en el sub-sistema mecánico respecto del sub-sistema electrónico y de control, la selección de los materiales y componentes de accionamiento y control, la elaboración de planos de ensamble y fabricación, así como una estimación de los costos de diseño y fabricación.

Máximo: 100 páginas

## ÍNDICE DE CONTENIDO

	Pág.
TEMA DE TESIS PARA OPTAR POR EL TITULO DE INGENIERIO .....	i
ÍNDICE DE TABLAS .....	iv
ÍNDICE DE FIGURAS.....	v
LISTA DE SÍMBOLOS.....	viii
INTRODUCCIÓN .....	1
Capítulo 1: Estado del Arte.....	4
1.1 Fisiología del peruano.....	4
1.2 Interfaz cerebro computadora (BCI).....	7
1.3 Sistemas BCI - brazo robótico .....	7
1.3.1 Productos Comerciales.....	8
1.3.2 Productos en Desarrollo .....	10
1.4 Normativa.....	13
Capítulo 2: Diseño Conceptual .....	14
2.1 Requerimientos .....	14
2.2 Estructura de funciones.....	18
2.3 Concepto de solución .....	22
Capítulo 3: Cálculos y Selección de Componentes .....	25
3.1 Dominio mecánico .....	25
3.1.1 Cálculos de potencia requerida .....	28
3.1.2 Selección de actuadores .....	33
3.1.3 Transmisión de potencia .....	34
3.1.3.1 Flexo/extensión .....	34
3.1.3.2 Prono/supinación.....	46
3.1.4 Confort .....	49
3.1.5 Sistema mecánico final .....	49
3.2 Dominio de control .....	51
3.2.1 Diagrama de funcionamiento .....	51
3.2.2 Diagrama de flujo.....	52
3.2.3 Estrategia de control.....	56
3.2.4 Lógica de control.....	57
3.2.5 Simulación de control .....	59

3.2.6	Dispositivo de control .....	62
3.3	Dominio electrónico.....	63
3.3.1	Criterios de selección de componentes .....	63
3.3.2	Diagrama esquemático .....	67
Capítulo 4:	Planos y Costos .....	69
4.1	Planos .....	69
4.2	Costos.....	71
4.2.1	Costos de adquisición.....	71
4.2.2	Costos de fabricación .....	72
4.2.3	Costo total .....	73
OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES .....		75
CONCLUSIONES .....		77
BIBLIOGRAFÍA .....		78
A N E X O S .....		79



## INDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1.1: Tabla de medidas del miembro superior de adulto japonés .....	5
Tabla 1.2: Tabla de resumen de los componentes utilizados en cada modelo .....	12
Tabla 2.1: Requerimientos del mecanismo .....	18
Tabla 2.2: Descripción del concepto de solución determinado.....	24
Tabla 3.1: Relación de reducción del motor IG - 42GM .....	33
Tabla 3.2: Parámetros del cubo en función del material y el diámetro del eje .....	44
Tabla 3.3: Cables que soportan hasta 45 kg.....	47
Tabla 3.4: Parámetros de cada cable Carl Stahl Sava Industries .....	47
Tabla 3.5: Tabla de ciclos de trabajo del mecanismo .....	48
Tabla 3.6: Diámetros mínimos de polea para cables Carl Stahl Sava Industries.....	48
Tabla 3.7: Parámetros del motor DC acorde a la hoja de datos del motor IG-42GM	59
Tabla 3.8: Parámetros del controlador P .....	61
Tabla 3.9: Especificaciones técnicas del Raspberry Pi3 .....	62
Tabla 3.10: Corrientes y voltajes necesarios para el T-60A 60W 5V 5A.....	66
Tabla 3.11: Corrientes y voltajes necesarios para el S-100-27 .....	67
Tabla 4.1: Lista de planos del mecanismo .....	70
Tabla 4.2: Lista de piezas mecánicas adquiridas .....	71
Tabla 4.3: Lista de tornillos, tuercas, arandelas y anillos de seguridad .....	72
Tabla 4.4: Lista de componentes de control y electrónicos .....	72
Tabla 4.5: Lista de materiales seleccionados .....	73
Tabla 4.6: Lista de piezas a mecanizar.....	73



## INDICE DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1.1: Dimensiones medidas .....	5
Figura 1.2: Pesos de las partes del cuerpo.....	6
Figura 1.3: RoboTherapist 3D realizando el movimiento de tomar.....	8
Figura 1.4: ArmTutor - probando el movimiento de flexo-extensión.....	9
Figura 1.5: Control adaptativo - lógica de control .....	11
Figura 1.6: ARMin- sujeto de prueba interactuando con el juego del sistema .....	11
Figura 1.7: ARMin- modelo en 3D del mecanismo .....	12
Figura 2.1: Entradas y salidas del sistema .....	19
Figura 2.2: Diagrama de funciones .....	21
Figura 2.3: Concepto de Solución 1 .....	22
Figura 2.4: Concepto de Solución 2 .....	23
Figura 2.5: Concepto de Solución 3 .....	23
Figura 2.6: Gráfica de evaluación técnico-económico.....	24
Figura 3.1: Esquema con ubicación de masas del miembro superior y giros a realizar .....	26
Figura 3.2: Esquema de estructura mecánica con el miembro superior y los ejes de giro .....	26
Figura 3.3: Motor DC para flexo/extensión conectado a un juego de engranajes ....	27
Figura 3.4: Motor DC para pronosupinación conectado a una polea.....	28
Figura 3.5: DCL del miembro superior y el mecanismo.....	28
Figura 3.6: Diseño 3D .....	29
Figura 3.7: Ubicación del origen de coordenadas .....	29

Figura 3.8: Partes que conforman la estructura.....	30
Figura 3.9: Vectores de aceleración del flexo/extensión .....	31
Figura 3.10: Ubicación del origen de coordenadas. Eje axial del brazo perpendicular al plano X-Y .....	32
Figura 3.11: Motor IG-42GM .....	33
Figura 3.12: Eje de giro del codo .....	34
Figura 3.13: Engranaje F17650 JMT .....	35
Figura 3.14: Medidas del motor .....	36
Figura 3.15: Eje de giro del codo .....	36
Figura 3.16: DCL del soporte del motor .....	36
Figura 3.17: Dirección de los ejes de coordenadas, desplazamiento en X, Y e Z .....	37
Figura 3.18: Factor de seguridad del soporte .....	38
Figura 3.19: Motor DC con soporte y base unidad a estructura.....	38
Figura 3.20: DCL de la base .....	39
Figura 3.21: Base de soportes con carga, desplazamiento en ejes Y, Z y factor de seguridad .....	39
Figura 3.22: Dimensiones del rodamiento SKF 608 .....	40
Figura 3.23: Dimensiones de los resaltes del rodamiento SKF 608 .....	40
Figura 3.24: Datos técnicos del rodamiento SKF 608 .....	41
Figura 3.25: Anillo de retención D471 de 10 mm .....	41
Figura 3.26: Unión eje cubo de sección cuadrada.....	42
Figura 3.27: Parámetros de la chaveta .....	43
Figura 3.28: Longitud del canal chavetero.....	43
Figura 3.29: Mecanismo de pronosupinación .....	46

Figura 3.30: Polea de 20 mm de diámetro y agujero de 6 mm, marca Motioncon ...	49
Figura 3.31: Diseño en 3D del mecanismo .....	50
Figura 3.32: Arquitectura de hardware electrónico.....	52
Figura 3.33: Diagrama de flujo del programa principal.....	53
Figura 3.34: Diagrama de flujo del subprograma corregir ángulo.....	54
Figura 3.35: Diagrama de flujo del subprograma ejecutar movimiento predeterminado.....	55
Figura 3.36: Diagrama de flujo del subprograma mover a posición.....	56
Figura 3.37: Esquema de control .....	57
Figura 3.38: Esquema del motor DC .....	58
Figura 3.39: Diagrama de bloques del motor DC .....	59
Figura 3.40: Diagrama de bloques del control del motor.....	60
Figura 3.41: Respuesta de la planta con controlador P según el PID tuner .....	61
Figura 3.42: Raspberry Pi3 .....	63
Figura 3.43: Sensor LM35 .....	64
Figura 3.44: Encoder de motor IG-42GM de la empresa Sha Yang Ye .....	64
Figura 3.45: Acelerómetro ADXL345 .....	65
Figura 3.46: Pololu G2 High-Power Motor Driver 18v17.....	65
Figura 3.47: Fuente conmutada T-60A 60W 5V 5A.....	66
Figura 3.48: Fuente conmutada S-100-27 .....	67
Figura 3.49: Diagrama esquemático .....	68

## LISTA DE SÍMBOLOS

$r$	: Distancia al centro de gravedad al origen de coordenadas [m]
$IG$	: Inercia del centro de gravedad [ $\text{kg}\cdot\text{mm}^2$ ]
$Ioi$	: Inercia del centro de gravedad de una pieza [ $\text{kg}\cdot\text{mm}^2$ ]
$M$	: Momento del sistema [ $\text{kg}\cdot\text{mm}$ ]
$M_{\text{motor}}$	: Momento del motor [ $\text{kg}\cdot\text{mm}$ ]
$Z_i$	: Número de dientes de engranaje
$N_i$	: Número de revoluciones de engranaje
$\theta, \theta_m$	: Angulo del motor [ $^\circ$ ]
$\omega, \omega_m$	: Velocidad angular del motor [ $^\circ/\text{s}$ ]
$\alpha$	: Aceleración angular del motor [ $^\circ/\text{s}^2$ ]
$M_t$	: Momento torsor [Nm]
$L$	: Longitud de contacto [mm]
$D, D_c$	: Diámetro del cubo [mm]
$P_{\text{adm}}$	: Presión admisible [ $\text{N}/\text{mm}^2$ ]
$b$	: Ancho de chaveta [mm]
$h$	: Altura de chaveta [mm]
$t_1$	: Profundidad de la chaveta en el eje [mm]
$t_2$	: Profundidad de la chaveta en el cubo [mm]
$d$	: Diámetro del eje [mm]
$L$	: Longitud del canal chavetero [mm]
$L_{\text{ef}}$	: Longitud efectiva del canal chavetero [mm]
$L_c$	: Longitud del cubo [mm]
$J$	: Momento de inercia del rotor [ $\text{kg}\cdot\text{m}^2/\text{s}^2$ ]
$b_m$	: Relación de amortiguación del sistema mecánico [Nms]
$K_t$	: Fuerza constante electromotriz de torque [Nm/A]
$K_b$	: Fuerza constante electromotriz de perturbaciones [Nm/A]
$R_a$	: Resistencia eléctrica [ $\Omega$ ]
$L_a$	: Inductancia eléctrica [H]
$i_a$	: Corriente de motor [A]
$U_a$	: Fuente de voltaje [v]
$U_b$	: Voltaje del motor [v]
$T_m$	: Torque del motor [Nm]
$T_c$	: Torque estático [Nm]
MISO	: Múltiples entradas y una salida
P	: Proporcional
I	: Integral
PD	: Proporcional derivativo
PID	: Proporcional integral derivativo
GPIO	: Pines de propósito general de entrada/salida
LYY	: Lamina N° YY
AZ	: Tamaño de hoja

## INTRODUCCIÓN

El accidente cerebro vascular (ACV) sucede cuando el flujo de sangre de una parte del cerebro se detiene; accidente que afecta a 15 millones de personas en el mundo cada año, siendo la tercera causa de discapacidad a nivel global. Las principales causas son la presión arterial alta provocada por fibrilación auricular, diabetes, colesterol alto, edad avanzada o contaminación del aire [Kantor, 2015].

Los pacientes que sufren de una ACV pueden recuperarse hasta en 95% si son tratadas dentro los 3 primeros meses, pasado este tiempo la recuperación es leve o nula [Arias, 2009]. En Perú el Ministerio de Salud informó que durante los años 2000 al 2006 se incrementaron los incidentes de ACV [Rodríguez, 2014]; así mismo, se registro una mayor incidencia de casos de ACV en el hospital Cayetano Heredia duante los 2000 al 2009. En el caso de Lima, el 6.8 % de la población mayor a 60 años sufrirá un ACV, lo cual equivale a 204 mil personas con una mortalidad del 20 %. Además, la falta de equipamiento en los hospitales incrementa la probabilidad de sufrir una discapacidad motora. La población limeña con discapacidad motora es de 642 mil personas<sup>1</sup> de las cuales 139 mil sufren de limitaciones del miembro superior en distintos grados debido a un ACV.

---

<sup>1</sup> Perú características de la población con discapacidad, marzo del 2015  
<[https://www.inei.gob.pe/media/MenuRecursivo/publicaciones\\_digitales/Est/Lib1209/Libro.pdf](https://www.inei.gob.pe/media/MenuRecursivo/publicaciones_digitales/Est/Lib1209/Libro.pdf)> .

Frente al alto número de casos de discapacidad motora debido al ACV se requieren métodos alternos que reduzcan el tiempo de recuperación y aumente las posibilidades de una recuperación completa; existen diversos tipos de intervención que han demostrado una mejora en la rehabilitación de brazo como la estimulación neuromuscular, terapias con robots de entrenamiento y realidad aumentada [Marin, 2011].

En la PUCP se desarrolla un proyecto que se enfoca en proponer una alternativa tecnológica para el tratamiento de rehabilitación del miembro superior mediante el diseño robótico asistido por BCI (Brain Computer Interface). El objetivo de la interfaz neuronal es estimular y reforzar las zonas del cerebro encargadas del planeamiento y el movimiento del brazo, de modo que se refuercen las vías neuronales y se tenga al paciente como participante activo durante su tratamiento [Guan, 2014], para así restaurar el sistema neuronal dañado. De esta forma se reducirá el tiempo de rehabilitación e incrementará las posibilidades de una recuperación efectiva de las extremidades superiores.

Por lo tanto, en el presente trabajo presenta el diseño de un mecanismo robótico de dos grados de libertad para rehabilitación de miembro superior en usuarios con post-infarto cerebral. El desarrollo de este trabajo aborda el diseño del mecanismo robótico con mayor énfasis en el sub-sistema mecánico respecto del sub-sistema electrónico y de control, la selección de los materiales y componentes de accionamiento y control, la elaboración de planos de ensamble y fabricación, así como una estimación de los costos de diseño y fabricación.

Este mecanismo se puede integrar a un sistema de captura de señales neuronales con el fin de capturar el deseo de movimiento del paciente para estimular el sistema nervioso. De esta forma, se genera una alternativa de tratamiento con resultados de mejora significativa en comparación al método asistido de forma manual por un terapeuta. Finalmente, la implementación de tecnología asistencial permite realizar sesiones más prolongadas y atender a múltiples pacientes con menor personal.

En el primer capítulo, se presenta el estado del arte con información recopilada sobre la fisionomía peruana, el interfaz cerebro computadora (BCI) y sistemas BCI con brazos robóticos. A continuación, en el capítulo 2, se desarrolla el diseño conceptual delimitando los requerimientos y funciones del sistema; se generan 3 propuestas solución que serán evaluadas por un análisis técnico-económico para seleccionar la mejor propuesta. Luego, en los capítulos 3, se desarrollan los cálculos y selección de componentes en los dominios mecánicos, de control y de electrónico. Finalmente, en el capítulo 4, se presenta la lista de planos de ensamble y despiece del sistema y los costos aproximados de su implementación.



## **CAPÍTULO 1**

### **ESTADO DEL ARTE**

El proceso de rehabilitación desde un inicio comenzó como una actividad manual encargada por un especialista, pero conforme avanza la tecnología se puede hacer uso de herramientas complejas; estas permiten mejores resultados a un menor tiempo en comparación a la forma convencional. Las diferencias antropomórficas de cada individuo aumentan la complejidad de un equipo de rehabilitación por lo que se debe delimitar la población a la que se quiere estudiar a fin de simplificar el sistema. En el presente capítulo se abordarán las medidas antropométricas del adulto peruano o de un biotipo de personas lo más parecido posible; también, se recopilará información sobre el interfaz cerebro computadora (BCI), investigaciones de robots con BCI, productos comerciales del mismo que cumplan una función similar a lo que se quiere crear y normas que deban tenerse en consideración para el diseño. La información recopilada servirá para realizar un modelo óptimo que cumpla con los requerimientos.

#### **1.1 Fisiología del peruano**

La talla promedio ha incrementado a 1.65 m en varones y 1.52 m en mujeres, acorde a una publicación de la Organización Mundial de la Salud (OMS) sobre la talla



promedio en más de 200 países<sup>2</sup> con estas medidas se puede usar como referencia los datos antropométricos de la población japonesa, la cual sus rangos son en hombres de 1.56 m a 1.75 m con una talla promedio de 1.655 m y en mujeres de 1.45 m a 1.61 m con una talla promedio de 1.53 m, se ha seleccionado las medidas antropométricas del miembro superior que son necesarias para el diseño<sup>3</sup>. Ver tabla 1.1 y figura 1.1.

Tabla 1.1: Tabla de medidas del miembro superior del adultos japonés

	<i>Hombres (mm)</i>			<i>Mujeres (mm)</i>		
	5%	50%	95%	5%	50%	95%
<b>22. Longitud hombro-codo</b>	295	330	365	270	300	330
<b>23. Longitud codo-punta de dedos</b>	405	440	475	370	400	430
<b>24. Longitud del brazo superior</b>	665	715	765	605	645	685
<b>25. Longitud hombro-empuñadura</b>	565	610	655	515	550	585

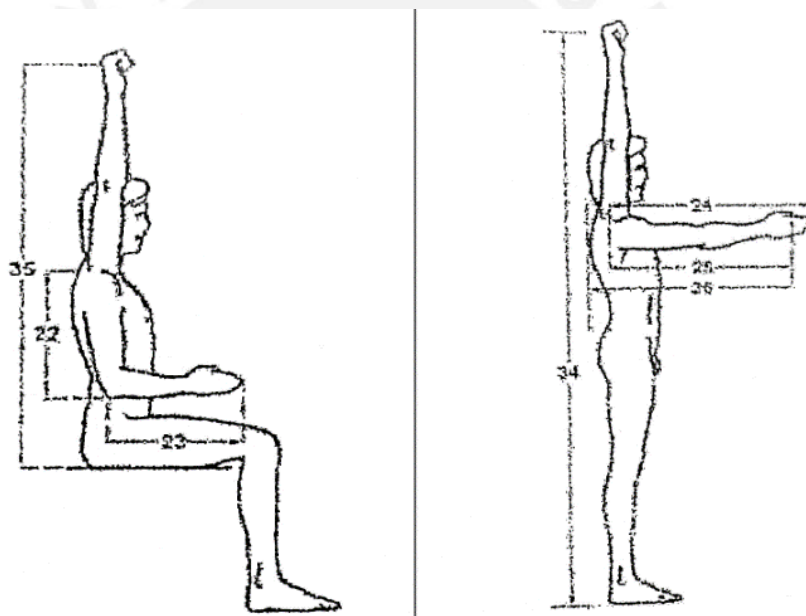


Figura 1.1 Dimensiones medidas

Además, se cuenta con los parámetros de pesos expresados en kilogramos de cada parte superior del cuerpo para evaluar las fuerzas y momentos a las que se sometería el mecanismo<sup>4</sup>. Ver figura 1.2.

<sup>2</sup>Foto galería del periódico Gestión, mapa de la estatura ¿Los peruanos estamos entre los más altos o bajos del mundo?, < <http://gestion.pe/tendencias/mapa-estatura-peruanos-estamos-entre-mas-altos-mas-bajos-mundo-2166433/5>>.

<sup>3</sup> La antropometría funcional de hombre anciano, Human Factors Journal, 1963

<sup>4</sup> Información antropométrica del departamento de electrónica de la Universidad de Rhode Island.

Name	Body Segment	Male			Female		
		5th%	50th%	95th%	5th%	50th%	95th%
Lower torso (pelvis)	1	8.24	10.00	11.99	8.27	10.00	12.11
Middle torso (lumbar)	2	9.01	10.95	13.13	5.45	6.59	7.98
Upper torso (chest)	3	15.30	18.58	22.28	7.69	9.30	11.25
Upper arm	4, 9	1.84	2.23	2.67	1.41	1.71	2.07
Lower arm	5, 10	1.14	1.39	1.66	0.84	1.02	1.24
Hand	6, 11	0.43	0.52	0.63	0.34	0.42	0.50
Neck	7	1.48	1.80	2.16	1.20	1.45	1.76
Head	8	4.07	4.95	5.93	3.31	4.01	4.85
Upper leg	12, 15	6.96	8.45	10.13	6.22	7.53	9.11
Lower leg	13, 16	2.84	3.45	4.14	2.24	2.71	3.28
Foot	14, 17	0.85	1.03	1.23	0.71	0.86	1.04
Total		66.22	80.42	96.41	49.44	59.85	72.43

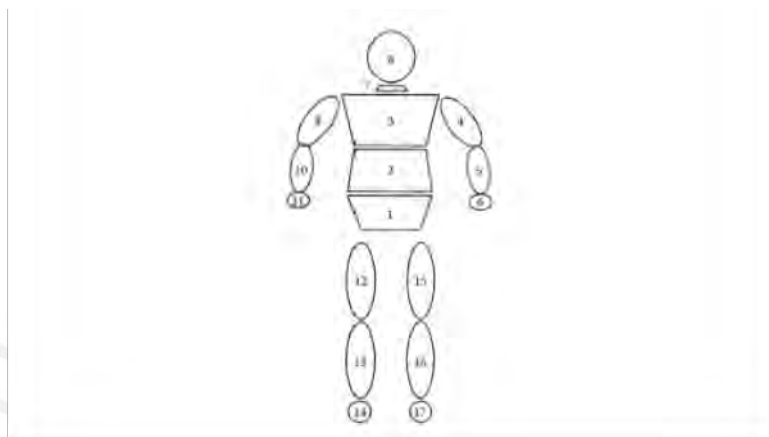


Figura 1.2 Pesos de las partes del cuerpo

También se requieren los grados de giro de los movientes que se desea realizar con el mecanismo, flexo/ extensión del codo y la prono-supinación del antebrazo que son  $145^\circ$  a  $0^\circ$  y  $70^\circ$  a  $85^\circ$  respectivamente<sup>5</sup>, esta información es trascendental para delimitar cuanto se puede mover el miembro superior sin lastimar al usuario.

Actualmente, las aplicaciones de mecanismos asistidos en rehabilitación se dividen en dos grupos, los exoesqueletos y la robótica asistida. Las aplicaciones del segundo grupo son desde robots que interactúan con los pacientes o los asisten en las terapias, en este último caso también se pueden usar exoesqueletos dependiendo de la función que se requiera. En el caso de daño neuronal, se recomienda el uso de una interfaz cerebro computadora (BCI) para estimular las zonas del planeamiento y de ejecución del movimiento, a fin de estimular el sistema dañado.

<sup>5</sup> La información se consiguió del E-HAND The Electronic Textbook of Hand Surgery, <http://www.eatonhand.com/nor/nor002.htm>.

## **1.2 Interfaz cerebro computadora (BCI)**

El BCI permite una comunicación con un sistema sin depender de las salidas nerviosas y los músculos; por este motivo, se investigan en aplicación con sistemas asistidos para personas que han sufrido un daño neuronal; los tipos de aplicación de BCI pueden ser invasivos o no invasivos. El primer método consiste en una cirugía para mejorar la recepción de la señal que se quiere tratar, pero se debe evaluar: la ubicación del electrodo, las posibles opciones para obtener un muestreo continuo por un tiempo prolongado, definir el grupo de pacientes a los que se les puede aplicar el método, las diferencias de esta alternativa de toma de datos que de otros procesos de retroalimentación y debe poder adaptarse a las nuevas tecnologías que van a surgir. En cambio, el método no invasivo solo consiste en colocar electrodos sobre la piel. Por otra parte, en el análisis de señales, el BCI se enfoca en maximizar la señal sin ruido de la electroencefalografía o transportar mensajes de usuario a comandos. Las señales son procesadas en algoritmos para ser enviadas a los comandos que pueden ser de función de transferencia, capacidad adaptativa o salida; las funciones de transferencia son un modelo matemático donde la respuesta del sistema está relacionada con la señal de entrada; los algoritmos adaptativos pueden usar reglas simples o un método de aprendizaje sofisticado y el algoritmo de salida puede ser discreto o continuo. Las potenciales áreas donde se puede usar BCI son la comunicación verbal, actividades de la vida diaria, control del entorno, locomoción y ejercicio [Wolpaw, 2000].

## **1.3 Sistemas BCI - brazo robótico**

Un diseño robótico asistido del miembro superior cuenta con diversos factores. En el aspecto mecánico se debe considerar la ergonomía, delimitar los grados o distancias de desplazamiento de cada parte del brazo, integración de sistemas mecánicos que frenen el movimiento en caso de falla, las fuerzas de fricción deben ser insignificantes permitiendo un movimiento más fluido del brazo, similar a un movimiento sin un mecanismo asistencial. Igualmente, en el dominio electrónico se requiere de un sistema integrado de sensores que verifique el buen funcionamiento del mecanismo y la integridad del paciente como pueden ser sensores

posicionamiento, de ritmo cardiaco; la cantidad requerida, el tipo de sensor, la ubicación queda a disponibilidad del desarrollador y de los requerimientos que se deban cumplir [Nef, 2007]. Respecto al algoritmo de control, éste debe ser robusto, de respuesta rápida a las señales neuronales, debe reducir al mínimo los sobre impulsos que puedan sobre exigir al sistema y afectar al paciente.

La gran mayoría de aplicación que integran BCI y brazos robóticos son empleados en rehabilitación con diferentes métodos para solucionar la misma problemática, las lesiones neuronales.

### 1.3.1 Productos Comerciales

En el presente acápite, se presentan dos alternativas de mecanismos asistidos para tratar el daño neuronal producido por un ACV. Los modelos han sido desarrollados por distintas empresas, uno se enfoca en dar un mejor servicio en los hospitales y la otra permite al paciente tratarse en su residencia si ser controlado por un médico a distancia; las dos alternativas mejoran la recuperación del paciente, pero el uso de cada una dependerá del grado de daño de cada individuo y su desarrollo en la recuperación.

#### a. RoboTherapist3D

Es un brazo robótico desarrollado por la empresa Instead de España para la neurorehabilitación. Ver figura 1.3.



Figura 1.3 RoboTherapist 3D realizando el movimiento de tomar

Este tipo de robot permite, por medio de realidad aumentada, realizar actividades que están configuradas en la máquina como beber, peinarse o manejar, el ejercicio puede ser realizando cuando el paciente está en cama o silla de ruedas. Se usan dos actuadores neumáticos de 11 a 12 bar, uno para girar la mano y otro para sujetar el brazo para imitar los movimientos que haría un fisioterapeuta; la selección de este tipo de actuador agrega al sistema un mayor grado de seguridad. También se puede editar el software para realizar otros movimientos, lo cual da flexibilidad al hospital de probar otro tipo de movimiento, su sistema de control se enfoca en seguimiento en tiempo real de la fuerza ejercida por actuadores para una total seguridad del paciente; cuenta además con protección al contacto indirecto, sistema puesta a tierra, switch diferencial de 25mA a 30mA, switch magnético de 10A, parada de emergencia y circuito de protección aprueba de cortes<sup>6</sup>.

#### b. ArmTutor

La empresa israelí MediTouch desarrolló un mecanismo que estimula los movimientos de flexión – extensión del codo a través de un impulso eléctrico para incrementar las habilidades de movimiento del paciente, ver figura 1.4. El diseño cuenta con único actuador, el cual limita el ángulo que se puede hacer en flexión, mientras que el sistema de control se encarga de registrar los avances del paciente y accionar el actuador acorde a los estímulos<sup>7</sup>.



Figura 1.4 ArmTutor- probando el movimiento de flexo-extensión

---

<sup>6</sup> Link de referencia, <http://www.instead-technologies.com/products/robotherapist-3d/>

<sup>7</sup> Link de referencia, <http://meditouch.co.il/products/armtutor/>

### 1.3.2 Productos en desarrollo

Existen diversos desarrollos en la rehabilitación de BCI con brazo robótico, varios de esos proyectos siguen en desarrollo porque se debe probar en una mayor cantidad de pacientes antes de realizar un modelo de producción en masa. Otros, se enfocan en realizar una mejora puntual en parte del sistema de rehabilitación que puede ser en el dominio mecánico, eléctrico o de control; por lo que, se requieren numerosas pruebas antes de integrar el mejoramiento que se ha desarrollado a un mecanismo. Se van a presentar dos prototipos de sistemas BCI brazo robótico y un proyecto de mejora puntual enfocado en el dominio de control.

#### a. Método de control Biónico del brazo usando respuestas galvánicas de la piel.

La respuesta galvánica de la piel, o Galvanic Skin Response (GSR), es captada con electrodos de Ag/AgCl; la señal eléctrica de la piel es de 10-20 mV con una amplitud de fase de 2  $\mu$ s, la respuesta del sistema nervioso ante algún estímulo o deseo de movimiento es amplificada por un micro controlador embebido, MSP430; luego se filtra la señal, se procesa para enviar una orden a los servomotores que generan el brazo. El sistema es alimentado por 9 V con un regulador de voltaje TPS78133, también cuenta con 5 servomotores para los movimientos básicos de la mano, integrados con encoders para verificar la posición, información y dirección del brazo robótico; además, se incluyó un sensor de temperatura para examinar el confort del paciente. Al final el experimento registró mejoras en participantes con dos grados de libertad y con un tiempo de respuesta de 2ms [Saravanan, 2016].

#### b. Control Adaptativo de velocidad para robot de rehabilitación de miembro superior

Tradicionalmente, la ubicación de un brazo robótico asistido era estimado por el tiempo que estaba configurado para realizar una determinada acción, pero usando métodos de control más avanzado, como el adaptativo, se puede reducir el error de coordinación y sincronización por medio de los registros de velocidad, el registro de posición del encoder y los vectores de dirección, todo ello permite mejorar el proceso de rehabilitación en pacientes con problemas neuronales [Fang, 2016]. En la figura 1.5 se puede apreciar la lógica de control que se utiliza en esta investigación.

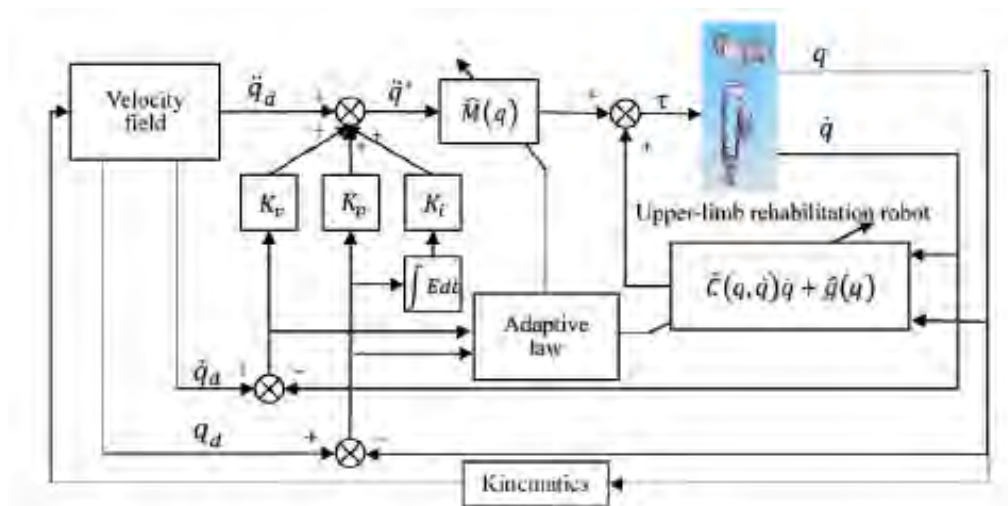


Figura 1.5 Control Adaptativo – lógica de control [Fang, 2016].

### c. ARMin

Este proyecto de rehabilitación fue desarrollado por dos profesores, uno de la Universidad de Ljubljana de Eslovenia y otro de la Universidad de Zurich. El proyecto consistía en utilizar un brazo robótico que permita 7 grados de libertad en el paciente, el paciente movía su brazo acorde a un juego didáctico y simple para así estimular las redes neuronales del sujeto de prueba. Ver figura 1.6.



Figura 1.6 ARMin- sujeto de prueba interactuando con el juego del sistema [Nef, 2007]

El giro de prono/supinación se logra implementando un riel circular que sirve de guía a un motor que desplaza una estructura por el camino curvo del riel. El motor transmite movimiento por medio de un elemento flexible que puede ser una faja o un cable de acero; en este caso, se emplea una transmisión por cable de acero para la prono/supinación del antebrazo, ver figura 1.7.



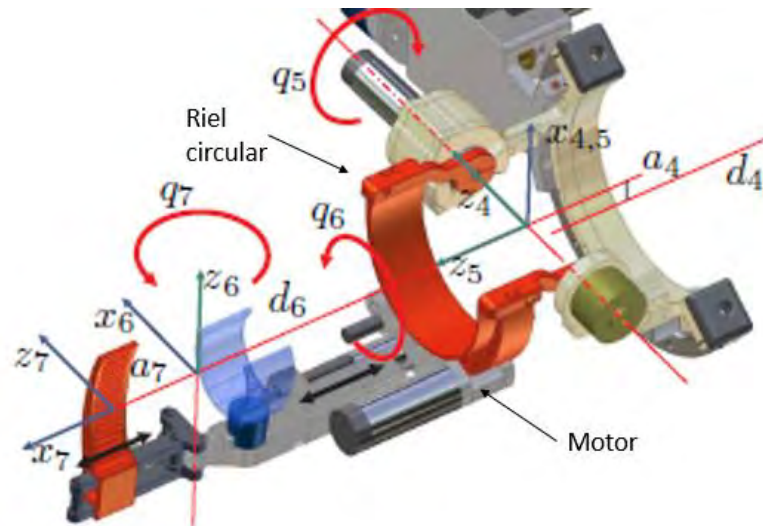


Figura 1.7 ARMin- modelo en 3D del mecanismo [Nef, 2007]

En promedio los voluntarios recibieron entre 78 a 88 horas de entrenamiento con el sistema, fue en un grupo pequeño de 11 sujetos de prueba, de los cuales 3 sufrían de un daño neuronal severo. El diseño consta de motores DC con Harmonic drive gear que permiten una reducción de 100:1 o de 30:1, dependiendo que parte del brazo se quiere mover. El error de los dispositivos es menor a 0.04 grados con un torque de 2.8 Nmm, y en cada actuador se ubicó un potenciómetro de 0.0009 grados de precisión. El juego desarrollado para el tratamiento usa controladores P y PD para ajustar la trayectoria del brazo y compensar pérdidas que se producen por la gravedad y la fricción [Nef, 2007].

En esta parte se tratan los sensores, actuadores y sistemas de control que se pueden aplicar en el diseño del mecanismo acorde a la investigación que se ha hecho en diferentes artículos o productos comercializados.

Tabla 1.2: Tabla de resumen de los componentes utilizados en cada modelo

	RoboTherapist3D	ArmTutor	Respuestas galvánicas	Control Adaptativo	ARMin
Sensores	No hay información	Electrodos	Electrodos Ag/Cu, temperatura	Sensor de Velocidad	Sensor de torque y fuerza
Actuadores	neumático de 11 a 12 bar	Motor rotativo	servomotores	Motor DC y Lineal	Motor DC y lineales
Sistema de control	No hay información	No hay información	No hay información	Adaptativo	PID con compensación

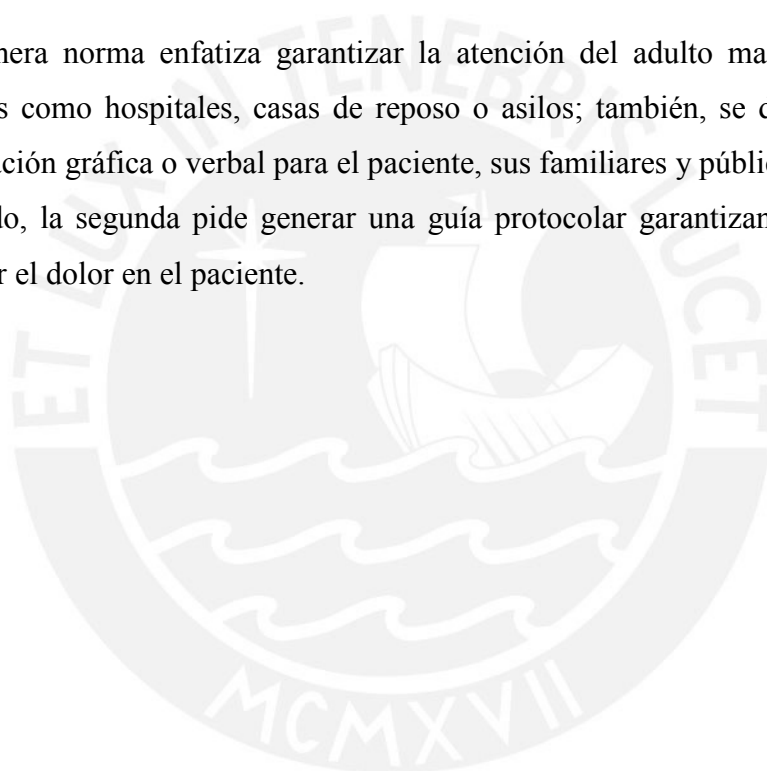


#### **1.4 Normativa**

Debido a que el proyecto será implementado y probado en pacientes, se debe cumplir una serie de normas establecidas por el MINSA:

- Norma Técnica de Salud para la Atención Integral de las Personas Adultas Mayores
- Norma Técnica de Salud de la Unidad Productora de Servicios – Tratamiento del Dolor

La primera norma enfatiza garantizar la atención del adulto mayor en diferentes espacios como hospitales, casas de reposo o asilos; también, se debe proporcionar información gráfica o verbal para el paciente, sus familiares y público en general. Por otro lado, la segunda pide generar una guía protocolar garantizando como se va a prevenir el dolor en el paciente.



## CAPÍTULO 2

### DISEÑO CONCEPTUAL

Una vez realizado el estado del arte y con un mejor enfoque de la problemática que se desea abordar, se procederá a plantear los requerimientos necesarios para cumplir el objetivo general. Luego, se procederá a realizar una lluvia de ideas para generar alternativas de solución, las cuales se evalúan para seleccionar el modelo óptimo.

#### 2.1 Requerimientos

##### Geométrico:

Las partes del mecanismo que van a interactuar con el paciente deben ser acorde a la fisiología de un adulto peruano, a fin de evitar inconvenientes por las medidas antropomórficas de las personas como antebrazo muy largo o parte superior muy corta para el brazo del usuario. Asimismo, el equipo debe ser lo más compacto posible para facilitar su traslado a diferentes ambientes donde se requiera su uso.

##### Cinemática:

Los movimientos deben ser a una velocidad máxima de  $90^\circ/s$  para flexo/extensión del codo y de  $60^\circ/s$  para prono/supinación del antebrazo, usando como referencia las velocidades del exosqueleto ARMin [Nef, 2007], de esta forma se evitarán daños involuntarios a los sujetos de prueba.

Los movimientos de flexo/extensión de codo y prono/supinación del antebrazo deben ser continuos como si fuese un tratamiento manual, porque el mecanismo genera movimiento mientras el usuario lo desee. Si el movimiento no es continuo, esto podría afectar el deseo del paciente de mover su brazo, lo que impediría que pueda usar toda su capacidad, o incluso frustrar al paciente al verse limitado de generar un movimiento deseado.

Los rangos de velocidades son de  $[0, 90]$  °/s y  $[0, 60]$  °/s para flexo/extensión y prono/supinación respectivamente. El movimiento deber ser acorde a la intensidad del estímulo para servir como retroalimentación al sujeto de pruebas sobre el control de su fuerza y para evaluar el desarrollo de su recuperación.

#### Fuerzas:

El mecanismo debe proporcionar una fuerza mínima de 50 N para poder mover el brazo de una persona adulta de  $1.87 \text{ m}^8$ . Al aplicar una fuerza mayor de la requerida para mover el miembro superior de un adulto peruano, se podrá garantizar que el mecanismo podrá generar los movimientos deseados por el paciente, sin la necesidad que realice un esfuerzo que pueda lastimarlo a él o al equipo.

#### Energía:

El diseño debe ser energizado por 220 VAC. El gasto energético es alto porque las secciones de terapia varían de 20 a 30 min, sin contar el tiempo de prueba antes de empezar la sesión, por lo que sería recomendable su conexión a la fuente de energía local.

Se debe reducir en la medida de lo posible las pérdidas de energía para garantizar un correcto funcionamiento y no sobrecargar el equipo.

#### Material:

Los materiales deben soportar las cargas del mecanismo y el peso del brazo de lo contrario podría haber una falla que dañe el funcionamiento del equipo. Además, el

---

<sup>8</sup> Información antropométrica del departamento de electrónica de la Universidad de Rhode Island.

diseño debe soportar múltiples repeticiones de ciclos de trabajo diariamente por el número de pacientes que serán entendidos diariamente.

#### Señales:

Se debe procesar la instrucción de movimiento e intensidad enviado por el interfaz cerebral para activar y regular la potencia de los actuadores que se emplean la terapia.

#### Seguridad:

El mecanismo debe cumplir con todas las normas médicas y legales para usarlo en personas para así garantizar los estándares de seguridad y regulación que se establecen para este tipo de dispositivos.

Se debe garantizar la seguridad e integridad del paciente en todo momento. Asimismo, el diseño debe contar con una parada de emergencia en caso ocurra un evento fortuito.

#### Ergonomía:

Debe asegurarse la comodidad del paciente para evitar molestias durante todo el proceso de prueba. Por lo tanto, el diseño debe estar acorde a la forma y tamaño del miembro superior del peruano adulto. Asimismo, el mecanismo debe ser fácil de emplear para los usuarios a fin de evitar generarles estrés u otro malestar.

#### Fabricación:

El diseño debe garantizar una fácil fabricación para que pueda ser manufacturado en talleres del país.

#### Montaje:

Es conveniente que las piezas a utilizar puedan encontrarse en el mercado local a fin de evitar inconvenientes de importación o de fabricación a medida.

#### Control:

El sistema de control debe garantizar una rápida respuesta de la instrucción enviada por el interfaz cerebral para generar un movimiento continuo del brazo; verificar el

muestreo de los sensores con la salida del sistema a fin de corregir cualquier anomalía para evitar dañar el equipo o al paciente.

Además, se requiere generar una base de datos de las posiciones, velocidades y aceleraciones de cada movimiento. El registro proporciona una mayor data de la evolución del usuario para generar un mejor diagnóstico del estado de cada individuo.

Uso:

El diseño debe ser simple de utilizar para el encargado de la terapia, paciente y todo aquel que tenga contacto con el equipo.

Mantenimiento:

El mecanismo debe contar con la menor cantidad de piezas posibles para simplificar el mantenimiento.

Se resume en la tabla 2.1 los objetivos de cada requerimiento del sistema.

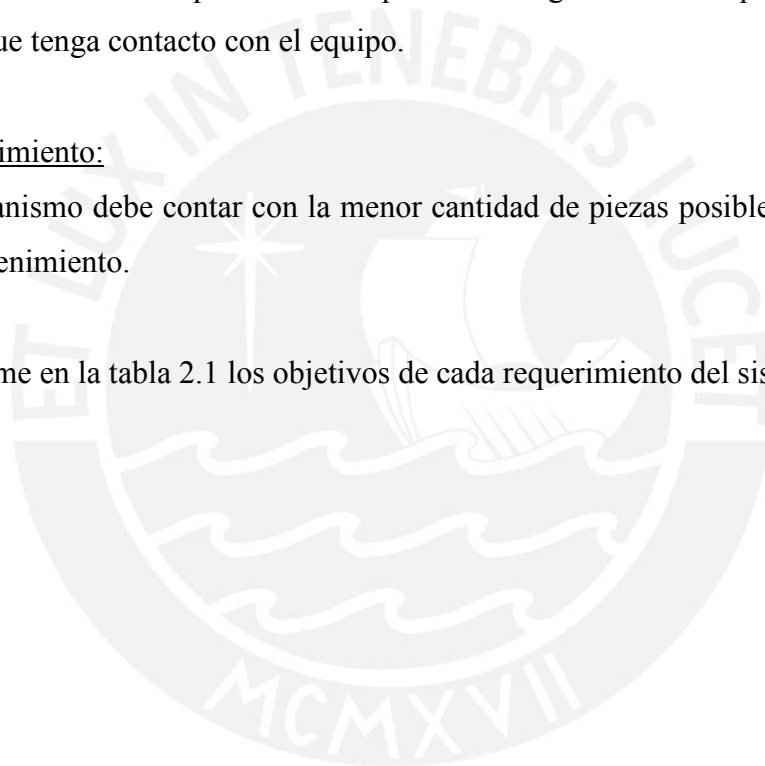


Tabla 2.1: Requerimientos del mecanismo

Requerimientos del mecanismo	
Tipo	Detalle
Geométrico	Medidas acordes a la antropometría peruana
	Fácil traslado a diferentes ambientes
Cinemática	Rangos de velocidades acorde a los artículos, 90 °/s para flexo/extensión y 60 °/s para pronosupinación.
	Movimiento continuo
Fuerza	Generar la fuerza mínima para mover el brazo de un hombre de 1.87 m
Energía	Concesión a 220 VAC
	Reducir pérdidas
Material	Soportar las cargas del mecanismo y miembro superior
	Soportar múltiples ciclos de trabajo
Señales	Procesar orden de la interfaz cerebro computadora
Ergonomía	Confort del paciente
	Fácil de emplear para el paciente
Fabricación	Manufacturado en talleres del país
Montaje	En la medida de lo posible emplear productos locales
Control	Rápida respuesta a las órdenes del interfaz
	Registrar el movimiento del miembro superior
Uso	Simple de usar
Mantenimiento	Menor cantidad de piezas posible

## 2.2 Estructura de funciones

Acorde a la norma alemana de diseño mecatrónica VDI2206<sup>9</sup> se puede dividir las funciones del mecanismo en 3 grandes grupos para analizarlo de una forma general, evitando generar soluciones predefinidas involuntariamente. Ver figura 2.1

<sup>9</sup> Norma de la Asociación alemana de ingeniería para la metodología de diseño mecatrónico

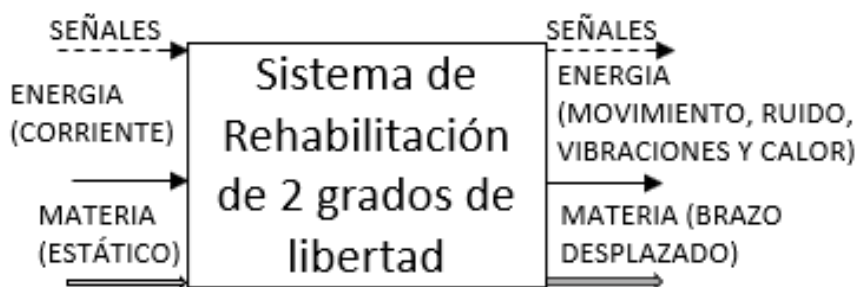


Figura 2.1 Entradas y salidas del sistema

#### Las entradas:

- Señales: señal procesada del cerebro indicando tipo de movimiento e intensidad, muestreo de sensores del equipo y del paciente.
- Energía: Suministro de corriente del sistema
- Materia: Brazo del paciente que será manipulado por el mecanismo robótico.

#### Las salidas:

- Señal de orden a los actuadores
- Energía: movimiento, ruido, vibración y calor.
- Materia: brazo desplazado siguiendo una trayectoria pre-establecida.

Las múltiples funciones que realizará el sistema se agrupan en 3 dominios: mecánico, electrónico y control

#### Dominio mecánico:

- Generar movimiento
- Desplazar la estructura por una trayectoria

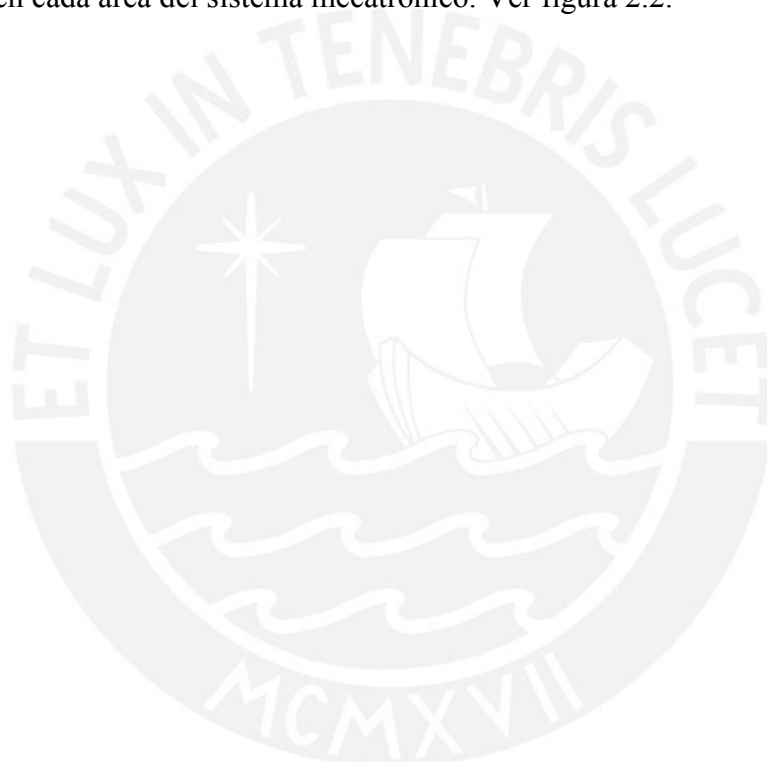
#### Dominio electrónico:

- Alimentar las baterías
- Energizar sistema de control y sensores
- Activar actuadores según el movimiento determinado
- Sensar posición, aceleración y fuerza

Dominio de control:

- Verificar correcto funcionamiento de los componentes
- Ejecutar movimiento deseado con su intensidad
- Registrar movimiento y aceleración
- Verificar que el movimiento generado es el adecuado
- Corregir en caso de un error

Una vez definidas las funciones por cada dominio, se muestra un diagrama de funciones como una ayuda visual para entender con mayor claridad la función que se realiza en cada área del sistema mecatrónico. Ver figura 2.2.





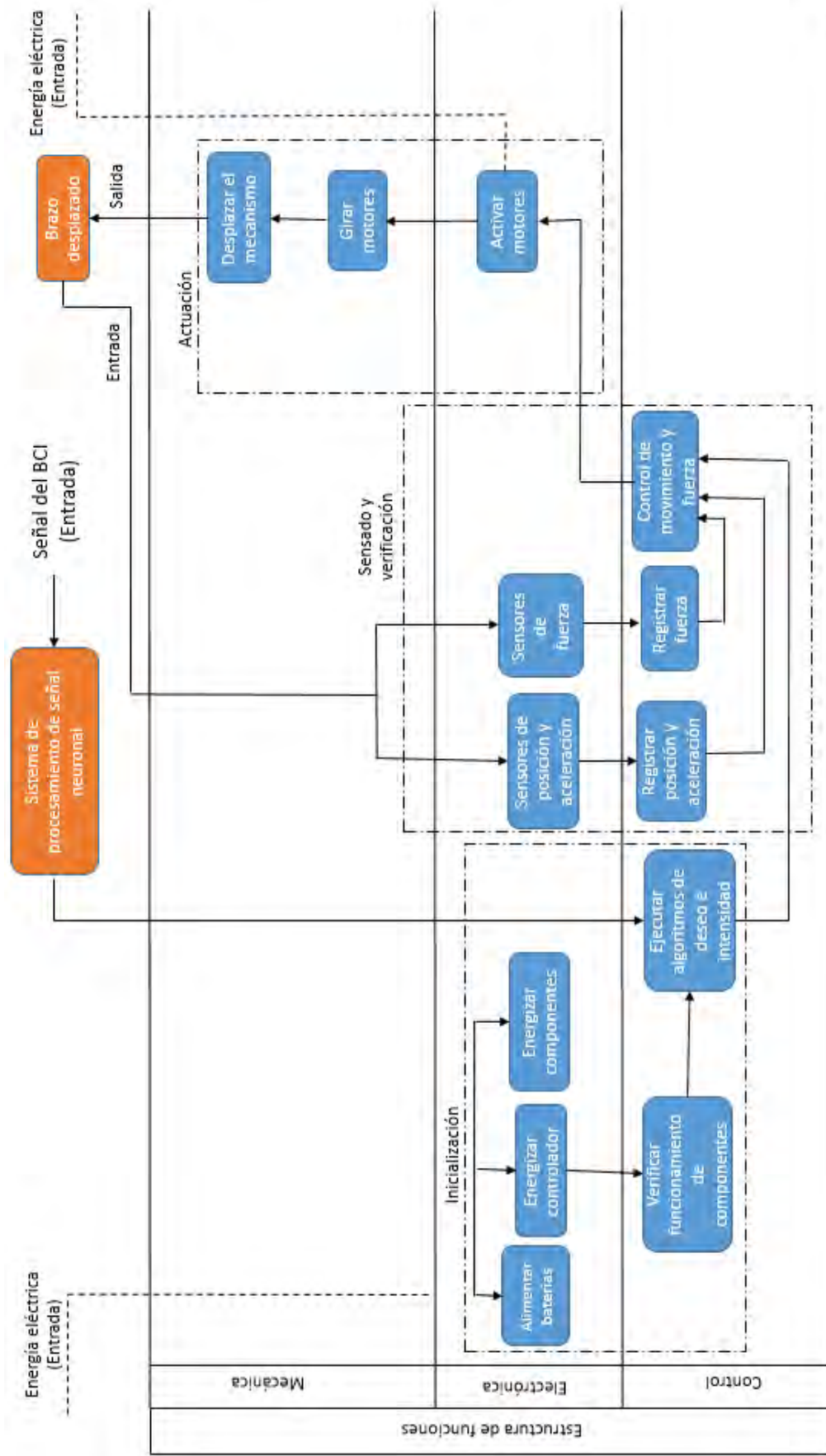


Figura 2.2 Diagrama de funciones

### 2.3 Concepto de solución

Acorde a la metodología que se está utilizando, se desarrolla una matriz morfológica que permitió obtener 3 soluciones que cumplan los requerimientos planteados (ver Anexo A.1). Luego, se procede a realizar un primer bosquejo de cada solución y se explica cómo se plantea realizar cada movimiento.

#### Propuesta 1

Se emplean motores DC para realizar los movimientos de flexo/ extensión y prono/supinación. En el primer movimiento, realiza la transmisión de movimiento por medio de engranajes que giraran sobre el eje del codo un soporte que sostiene el antebrazo; el cual, al girar realizara el movimiento de flexión y al retomar su posición realizara el movimiento de extensión. En el segundo, se utiliza un riel circular que sujeta el antebrazo y cuenta con un agarre para la mano; al desplazarse por medio de un cable de acero realizaría el movimiento de prono/supinación que puede ser aplicado a cada brazo. Ver Figura 2.3.

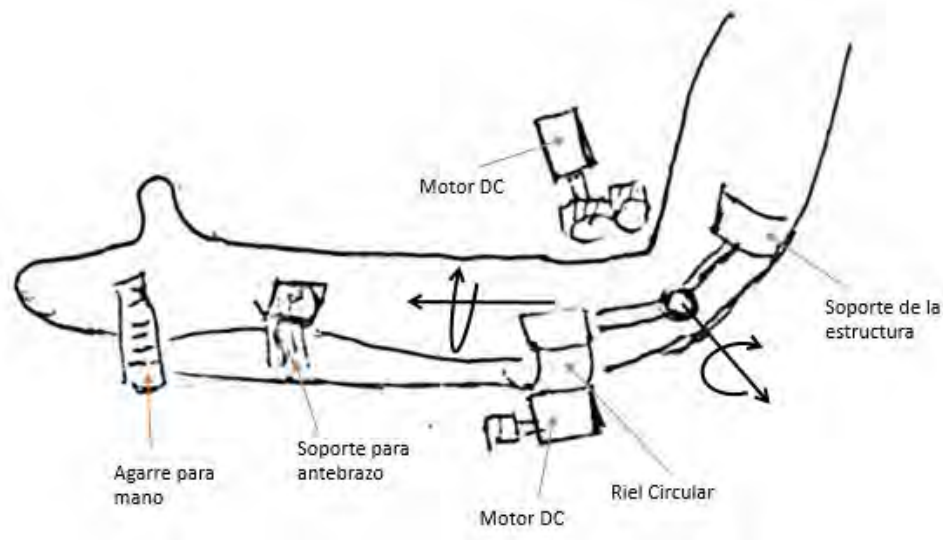


Figura 2.3: Concepto de Solución 1

#### Propuesta 2

Esta solución propone el uso de transmisión flexible (fajas) para la flexo/extensión girando el soporte del antebrazo para lograr el movimiento deseado, mientras que la prono/supinación también se realiza con una transmisión flexible girando el soporte

de la muñeca para generar el giro estando el servomotor conectado a un soporte que se coloca en el antebrazo. Ver Figura 2.4.

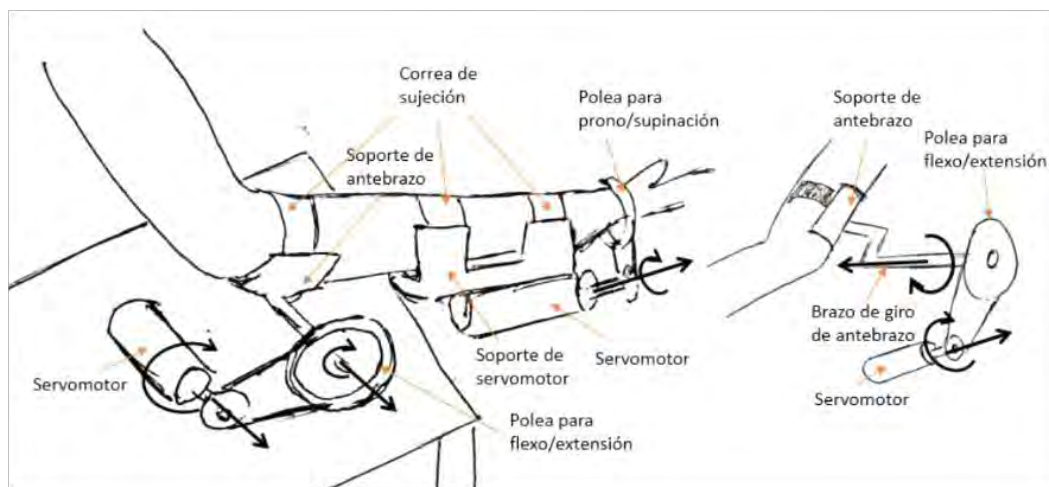


Figura 2.4: Concepto de Solución 2

### Propuesta 3

En esta alternativa de solución se emplean actuadores lineales para generar los movimientos. Se sujeta el brazo a una plataforma que está conectada a 4 actuadores que controlan la base para realizar los movimientos de flexo/extensión y prono/supinación. Ver Figura 2.5.

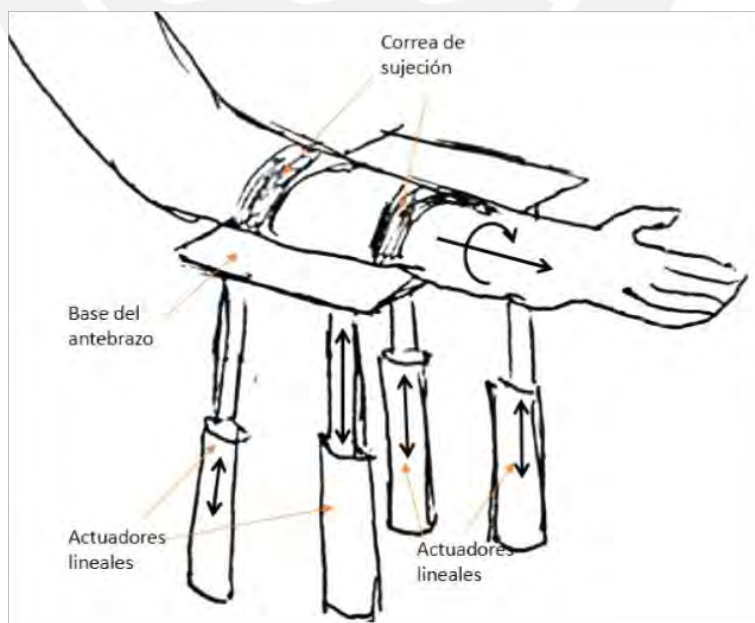


Figura 2.5: Concepto de Solución 3

La evaluación de cada alternativa de solución se divide en dos partes, técnico y económico; el procedimiento de la evaluación se detalla en el anexo A.3. Cada evaluación incluye una lista de criterios con un grado de importancia a cada uno dependiendo de los requerimientos que se deben cumplir. Terminada la evaluación, cada solución tendrá un valor cuantitativo en un rango de 0 a 100; se ubica cada solución en una gráfica de aspecto técnico vs aspecto económico. Finalmente, la mejor opción será la que se encuentre más cerca a la curva de la solución óptima en la gráfica técnico-económica, como se muestra en la Figura 2.6.

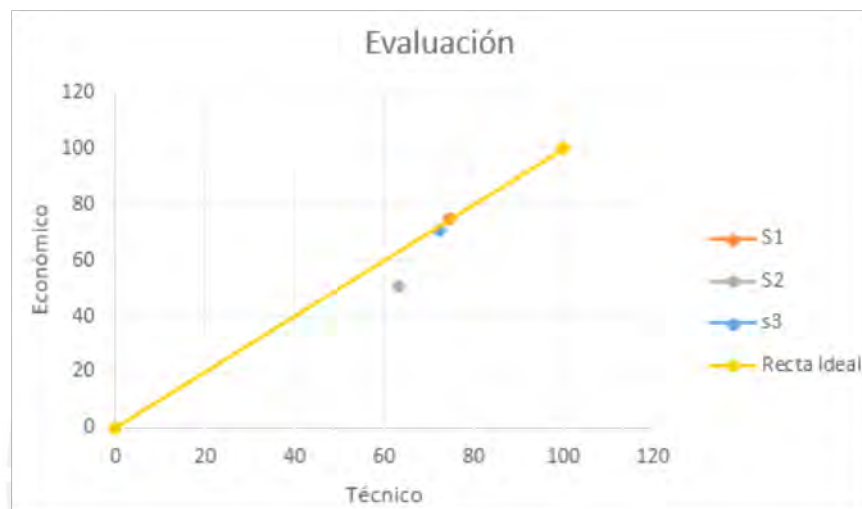


Figura 2.6: Gráfica de evaluación técnico-económico

Acorde a la gráfica, se observa que la solución 1 es la más óptima. Una vez seleccionado el concepto de solución, se pueden iniciar cálculos y selección de componentes del diseño del mecanismo robótico de 2 GDL a desarrollar (ver Tabla 2.1). Cada aspecto de la evaluación técnico-económica se detalla en el Anexo A.3

Tabla 2.2: Descripción del Concepto de solución determinado

<i>Solución 1</i>	
<b><i>Materiales</i></b>	<i>Aluminio</i>
<b><i>Actuadores</i></b>	<i>Motor DC</i>
<b><i>Controladores</i></b>	<i>Raspberry Pi 3</i>
<b><i>Sensores de temperatura</i></b>	<i>LM35</i>
<b><i>Sensores de fuerza</i></b>	<i>FS6</i>
<b><i>Sensores de movimiento</i></b>	<i>Sensor de velocidad</i>
<b><i>Tipo de transmisión</i></b>	<i>Engranajes</i>
<b><i>Tipo de alimentación</i></b>	<i>Fuente DC</i>

## **CAPÍTULO 3**

### **CÁLCULOS Y SELECCIÓN DE COMPONENTES**

El procedimiento de diseño del modelo seleccionado se divide en tres partes por los dominios mecánico, electrónico y de control. Se explicarán los procedimientos de cada área y se justificará la selección de cada componente; además, se verificará que se pueden conseguir los materiales en el mercado local.

#### **3.1 Dominio mecánico**

El diseño debe contemplar las posiciones naturales del cuerpo para garantizar el confort del paciente. Además, estas posiciones evitaban un cansancio excesivo del paciente durante la terapia de rehabilitación y los materiales que estén en contacto directo con la piel deben ser los empleados en productos ergonómicos. La presente tesis es un parte de un proyecto interdisciplinario que involucra médicos y diseñadores industriales que verifican que se cumpla los criterios de confort y ergonomía. Una vez seleccionado un modelo de solución, se procede a calcular las cargas que actúan, las deformaciones que afectarán la estructura e identificar las zonas críticas. Luego del análisis matemático se seleccionan los actuadores, se edita el modelo acorde al resultado y se desarrolla al detalle el mecanismo.

La geometría y pesos del miembro superior se obtienen con la fisiología que se investigó en el Capítulo 1. Las medidas geométricas que se emplean para evaluar la inercia son las alturas promedio de hombres y mujeres; además, los pesos estimados corresponden a una persona de 95 kg, asumiendo así un caso conservador para el cálculo. Se muestra las medidas geométricas, pesos que se usarán para el cálculo, ejes de giro del miembro superior, distancia de los centros del antebrazo y mano a una articulación, ver figura 3.1

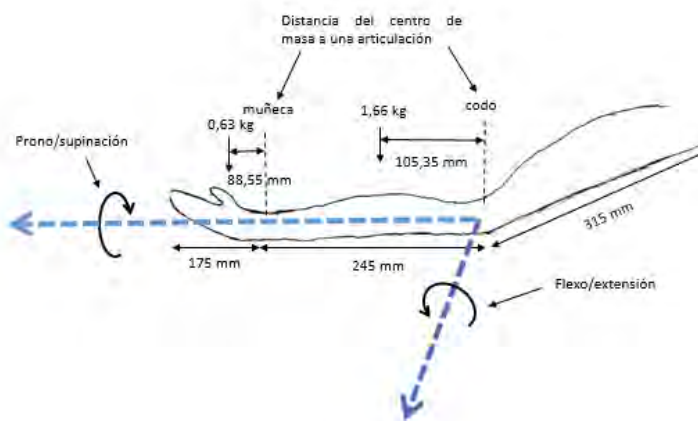


Figura 3.1: Esquema con ubicación de masas del miembro superior y giros a realizar

La propuesta para sujetar el miembro superior consiste en emplear 2 soportes con correa, uno en el brazo superior y otro en el antebrazo; también, se emplea un apoyo que sujeta el antebrazo cerca a la muñeca y un agarre para la mano. Además, el eje de giro del flexo/extension está centrado del eje del codo, igualmente, el giro de prono/supinación está centrado con el eje del antebrazo, ver figura 3.2.

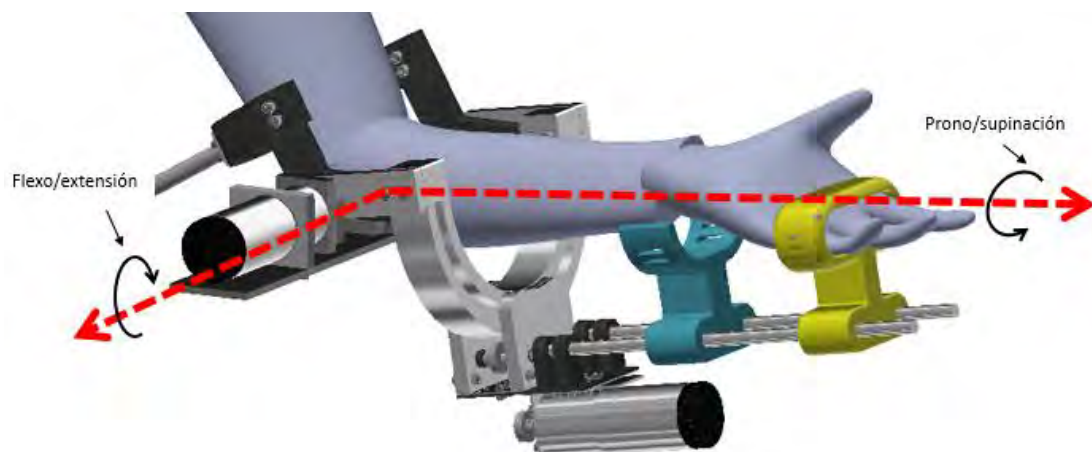


Figura 3.2: Esquema de estructura mecánica con el miembro superior y los ejes de giro.



La flexo/extensión del codo se realiza por medio de un motor DC que transmite potencia por un juego de engranajes. El torque transmitido gira una estructura que está conectado al antebrazo y permite realizar el giro del codo, ver figura 3.3

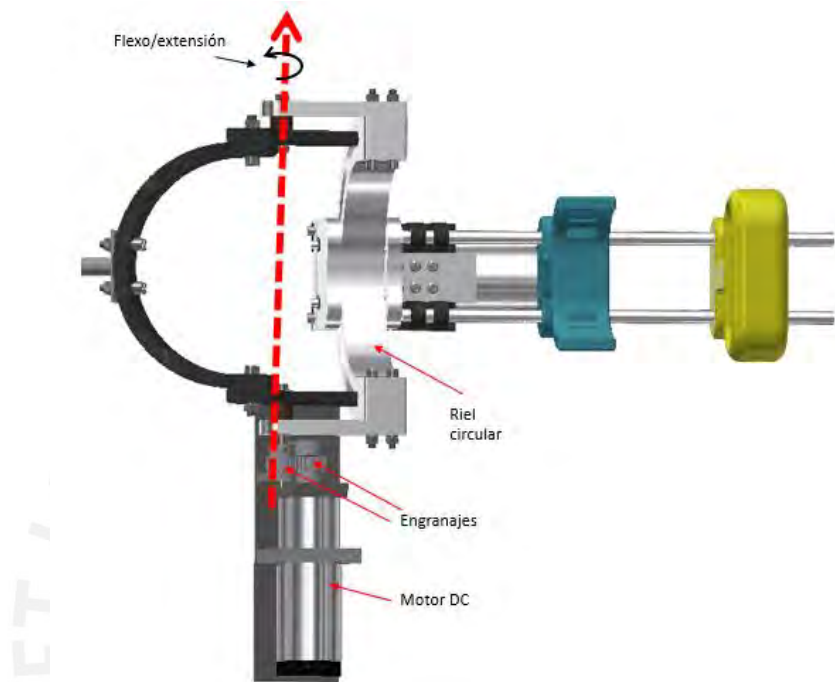


Figura 3.3: Motor DC para flexo/extensión conectado a un juego de engranajes

Por otro lado, la prono/supinación se realiza mediante cables de acero que permiten a un mecanismo desplazarse sobre un riel circular que está centrado con el eje de giro del antebrazo. Se cuenta con un apoyo para el antebrazo cerca a la muñeca y un agarre para la mano, ver figura 3.4.

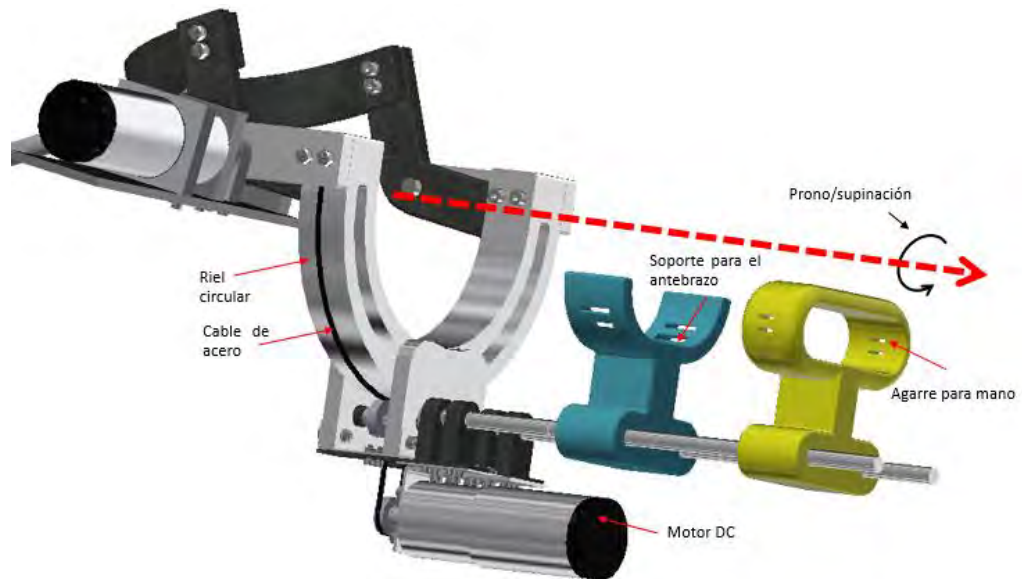


Figura 3.4: Motor DC para pronosupinación conectado a una polea

### 3.1.1 Cálculos de potencia requerida

Se analiza y justifica el torque requerido para generar movimientos de giro en el eje del codo y en el eje axial del antebrazo.

#### Flexo/extensión

Se realiza un diagrama de cuerpo libre del antebrazo con la mano y del mecanismo que se moverá con el miembro superior, ver figura 3.5.

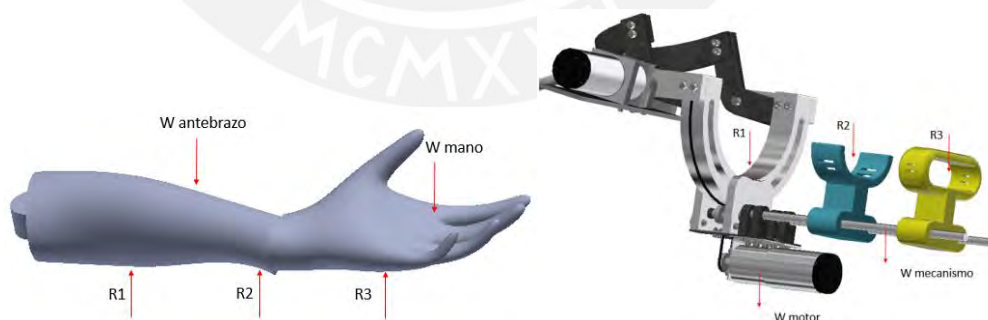


Figura 3.5: DCL del miembro superior y el mecanismo

El antebrazo y la mano son afectadas por 3 reacciones ( $R_1$ ,  $R_2$  y  $R_3$ ); por otro lado, el mecanismo interactúa con 4 reacciones ( $R_1$ ,  $R_2$ ,  $R_3$  y  $R_4$ ). Se evalúa el miembro superior junto al mecanismo como un solo sistema, de esta forma las reacciones  $R_1$ ,  $R_2$  y  $R_3$  se vuelven internas. Además, cuando el mecanismo este en movimiento



inminente la reacción  $R_4=0$  porque es la reacción de un apoyo cuando el mecanismo está en reposo. El cálculo de la potencia del motor que debe entregar al sistema se analiza con la ecuación 3.1.

$$\sum M = IG * \alpha + r * m * a \quad (3.1)$$

Donde  $IG$  es la inercia de masa del sistema respecto a su centro de masa,  $\alpha$  la aceleración angular,  $r$  la distancia del centro de masa con el centro de rotación,  $m$  la masa del sistema y " $a$ " la aceleración del sistema.

Primero, se crea un modelo 3D para determinar un peso estimado del sistema, su centro de masa e inercias, ver figura 3.6.

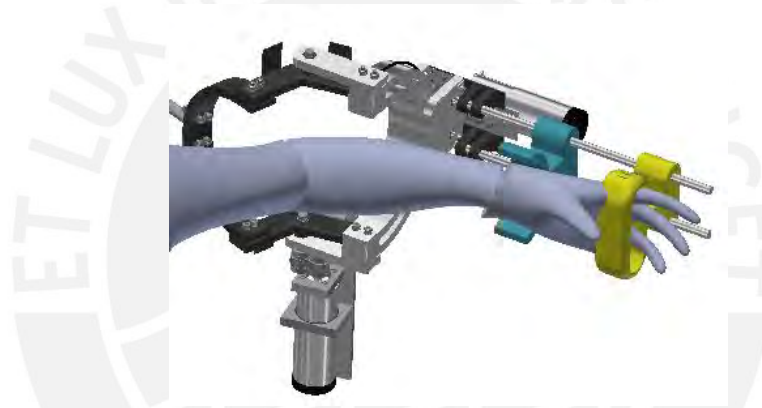


Figura 3.6: Diseño 3D

Luego se define el eje de giro del codo como el origen del sistema de coordenadas de la estructura, ver figura 3.7.

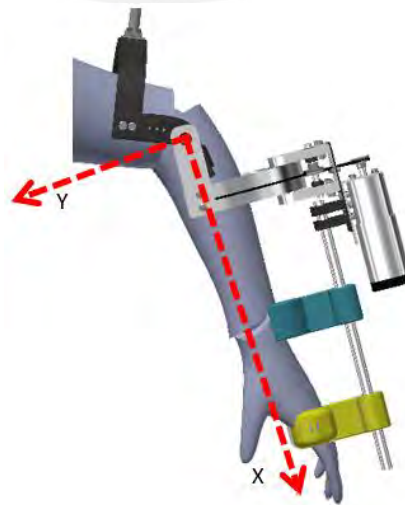


Figura 3.7: Ubicación del origen de coordenadas

Una vez definido el origen de coordenadas se define el centro de masa del sistema con la ecuación 3.2.

$$r = (\sum_i m_i * r_i) / \sum_i m_i \quad (3.2)$$

El sistema se divide en diferentes partes, ver figura 3.8.

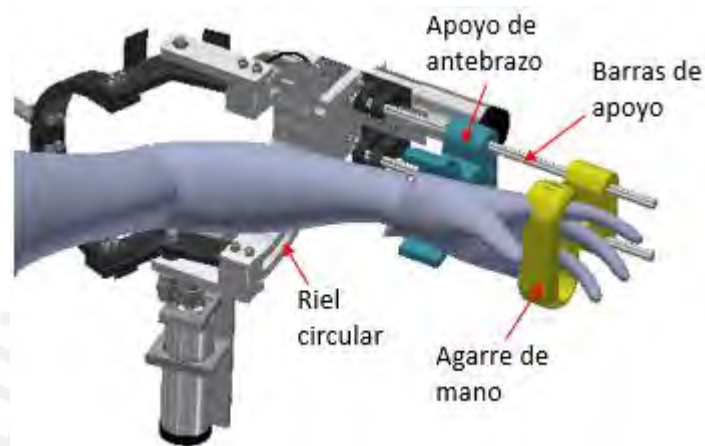


Figura 3.8: Partes que conforman la estructura

En el Anexo B.1 se calcula la distancia del centro de masa respecto al eje en función del peso de sus partes y sus formas,  $m = 3.6 \text{ kg}$  y  $r = 0.143 \text{ m}$ .

Enseguida, se determina la inercia del centro de masa  $I_G$  empleando las inercias de cada parte ( $I_{oi}$ ), sus masas ( $m_i$ ) y la posición relativa al centro de masa ( $r-r_i$ ) que se obtienen del anexo B.1, ver ecuación 3.3.

$$I_G = \sum (I_{oi} + m_i * (r-r_i)^2) \quad (3.3)$$

Se despeja la ecuación 3.3 y se obtiene  $I_G = 1.164 \text{ kgm}^2$ .

Posteriormente, se define la velocidad y aceleración angulares, se emplea como valores de referencia los parámetros de trabajo del proyecto ARMinII [Nef, 2007].

$$\omega = 70 \text{ }^\circ/\text{s}$$

$$\alpha = 110 \text{ }^\circ/\text{s}^2$$

La aceleración se define con las ecuaciones 3.4, 3.5 y 3.6.

$$a = \sqrt{a_t^2 + a_n^2} \quad (3.4)$$

$$a_t = \alpha * r \quad (3.5)$$

$$a_n = \omega^2 * r \quad (3.6)$$

Se grafica estos vectores en el movimiento del miembro superior, ver figura 3.9.

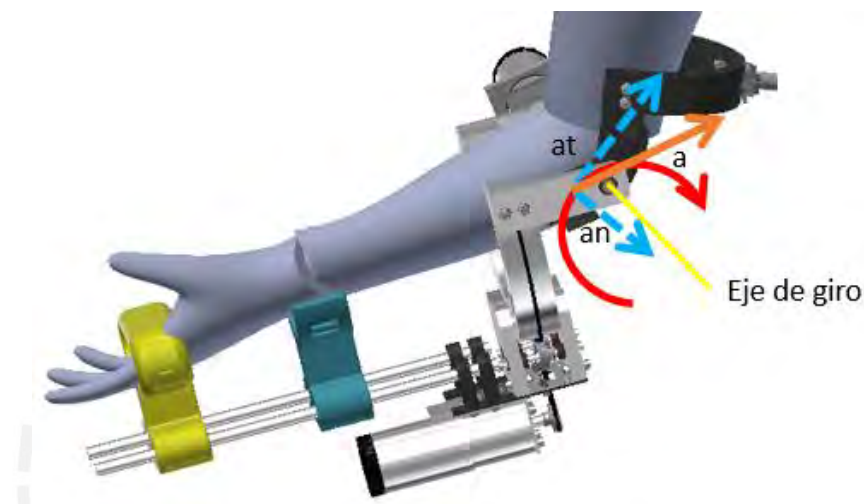


Figura 3.9: Vectores de aceleración del flexo/extensión

Luego, reemplazamos los valores calculado en la ecuación 3.1 para obtener el momento necesario para generar movimiento.

$$M_{\text{motor}} = 2.41 \text{ Nm}$$

Después, se calcula el momento de motor necesario para vencer la inercia del sistema. Se realiza la sumatoria de momentos del sistema en este caso son los pesos del mecanismo, ver ecuación 3.7.

$$\sum_i M = \sum_i m_i * r_i \quad (3.7)$$

Finalmente, aplicando la ecuación 3.1 y despejando los valores calculados previamente se obtiene  $M_{\text{motor}} = 5,6 \text{ kg-cm}$

### Prono/supinación

El procedimiento del cálculo del torque necesario para generar el giro es similar al de flexo extensión. Pero, en este caso el origen de coordenadas es el eje del antebrazo, ver figura 3.10.

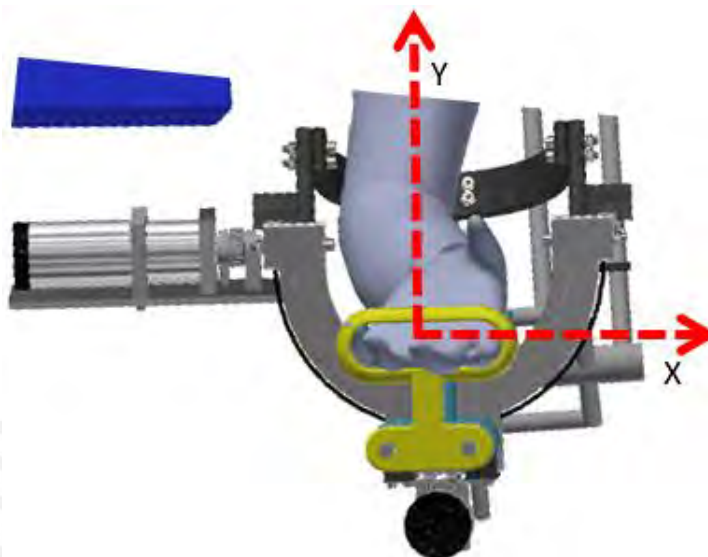


Figura 3.10: Ubicación del origen de coordenadas. Eje axial del brazo perpendicular al plano X-Y

En este caso, se evalúa cuando el sistema ha girado  $90^\circ$  porque habrá mayor momento por el peso de la estructura. Se aplica la ecuación 3.2 para determinar el centro de gravedad en función al origen de coordenadas donde  $r$  es la distancia del centro de más al origen de coordenadas y  $m$  es la masa de todo el sistema que está en movimiento. En el Anexo B.2, se calculan estos valores,  $r = 0.049$  mm y  $m = 3.036$  kg.

Luego, se aplica la ecuación 3.3 para calcular la inercia del sistema desde el centro de gravedad. Despejando la ecuación 3.3 con los valores obtenidos del Anexo B2 se calcula la inercia del centro de masa,  $I_G = 0.22$  kgm<sup>2</sup>

Después, se define la velocidad y aceleración angulares, igual que en la flexo/extensión se emplea como parámetro de referencia los del proyecto ARMinII [Nef, 2007],  $\omega = 60$  °/s y  $\alpha = 50$  °/s<sup>2</sup>.

Finalmente, se emplea la ecuación 3.1 para calcular el momento que requieren los motores, se remplazan los valores calculados previamente y se despeja la ecuación,  $M_{motor} = 11.89 \text{ kgcm}$ .

### 3.1.2 Selección de actuadores

La flexo/extensión y la prono/supinación requiere un torque elevado por lo que se necesita un motor DC con alto torque, se seleccionan los motores IG-42GM de la empresa Sha Yang Ye debido a que son motores de pequeñas dimensiones, la empresa otorga información en la hoja técnica de cada motor para poder controlarlo y el torque es de 1.6 Nm; además, el voltaje es de 24V, corriente pico de 13 A y pesa 360 g, ver figura 3.11. Se decide emplear esos motores porque las velocidades y aceleraciones angulares con las que se han calculado son las máximas que se emplearían para cada movimiento; sin embargo, la velocidad puede ser menor acorde a la intensidad de deseo del paciente, lo cual incrementaría los momentos necesarios.



Figura 3.11: Motor IG-42GM<sup>10</sup>

Tabla 3.1: Relación de reducción del motor IG-42GM

Relación de reducción	L (mm)
1/4	32.5
1/14 – 1/24	39.2
1/49 – 1/144	45.9
1/212 – 1/864	52.6
1/1062 -/3600	59.6

<sup>10</sup> <https://www.cytron.com.my/p-ig42e-49k>

### 3.1.3 Transmisión de potencia

Se selecciona el tipo de transmisión de potencia empleada para cada movimiento, los componentes necesarios para generar dicha transmisión y se verifica que los elementos soporten las cargas de trabajo. También, se escoge elementos adicionales que influyen en el movimiento.

#### 3.1.3.1 Flexo/extensión

El giro se genera con la transmisión de movimiento al eje del codo; el cual, mueve la estructura que desplaza el antebrazo junto con la mano. Ver figura 3.12.

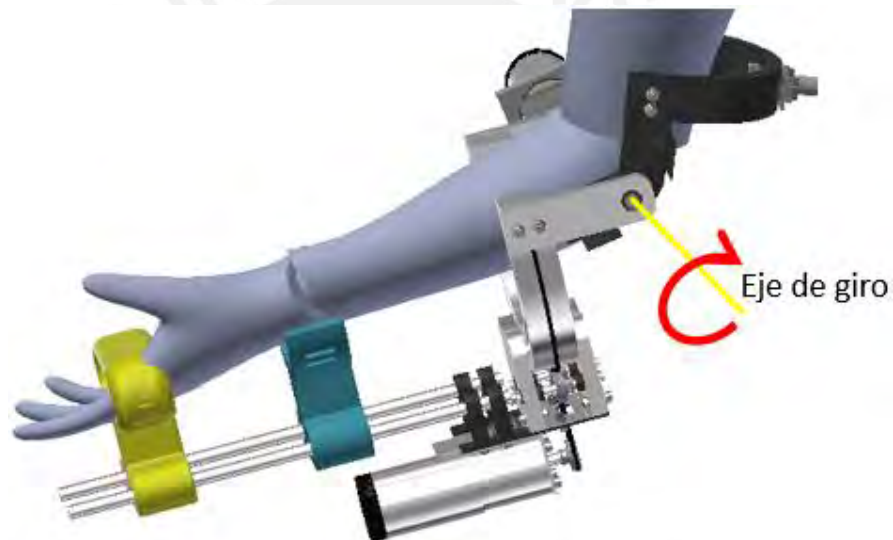


Figura 3.12: Eje de giro del codo

Los elementos para realizar la transmisión de potencia son cables, cadenas, fajas y engranajes. Las tres primeras opciones requerirían un sistema de tensado para garantizar la transmisión y una cierta distancia recomendada entre ejes. Ello es un limitante debido al poco espacio que se cuenta alrededor del brazo; además, uno de los requerimientos mecánicos es un diseño de fácil mantenimiento. Por ello, se selecciona la transmisión por engranajes porque es más compacto y se garantiza una transmisión constante, ver ecuación 3.8.

$$N1*Z1 = N2*Z2 \quad (3.8)$$

N1: Numero de dientes del engranaje motriz

Z1: Numero de revoluciones del motor

N2: Numero de dientes del engranaje de transmisión

Z2: Numero de revoluciones del motor

Debido al poco espacio que se cuenta, los engranajes deberán ser lo más pequeños posibles y también tendrán igual número de dientes para que la velocidad del motor y eje sean iguales.

### Engranajes

Se requiere engranajes que soporten altos torques porque la transmisión de potencia puede llegar ser 16 kg.cm, por ello se selecciona dos del modelo F17650 JMT de 8 mm y de 10 mm de diámetro interno con 2 orificios laterales para el montaje. El engranaje de 8 mm estará conectado al eje del motor y el de 10 mm al eje de trasmisión que genera el giro en el codo, ver figura 3.13.

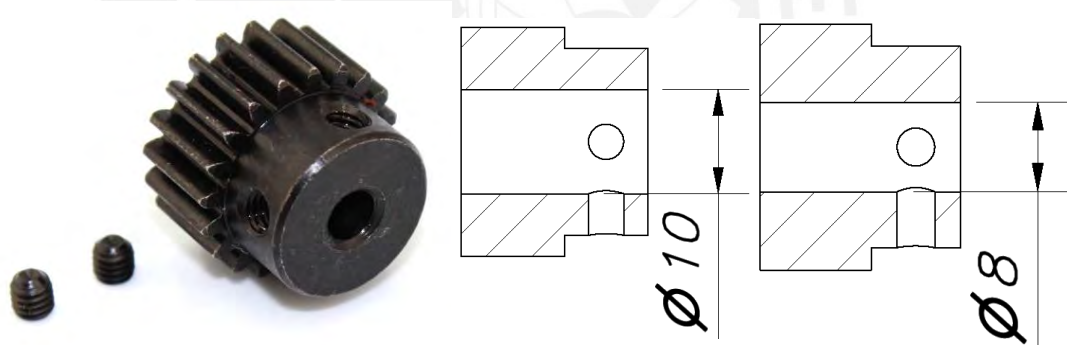


Figura 3.13: Engranaje F17650 JMT<sup>11</sup>, planos del engranaje de 10 mm y 8 mm de diámetro interno

### Soportes

El diseño del motor permite sujetarlo con 4 pernos M4 a una superficie en el lado donde se ubica el eje de transmisión, ver figura 3.14.

<sup>11</sup> F17650/2 JMT – Engranaje de accionamiento - <https://es.aliexpress.com>



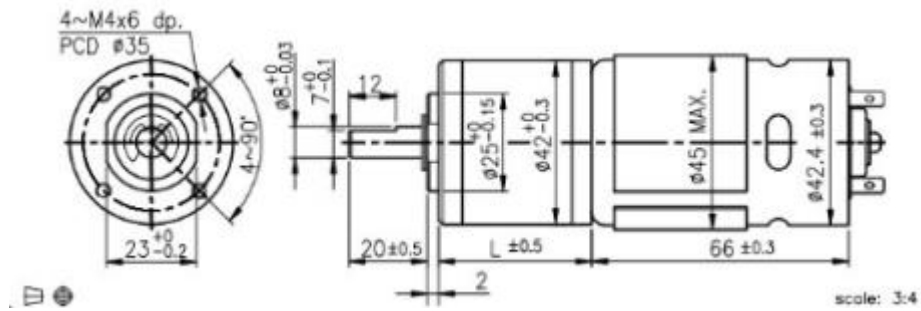


Figura 3.14: Medidas del motor IG-42GM

Se diseña un soporte que ira empernado a una base. Cada punto de unión debe soportar 392,4 Nmm, ver figura 3.15.

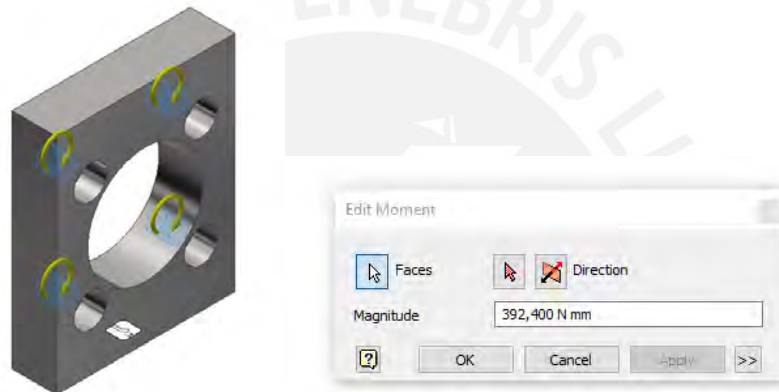


Figura 3.15: Eje de giro del codo

Se realiza un diagrama de cuerpo libre (DCL) donde se aprecian las cargas que afectan al soporte, ver figura 3.16.

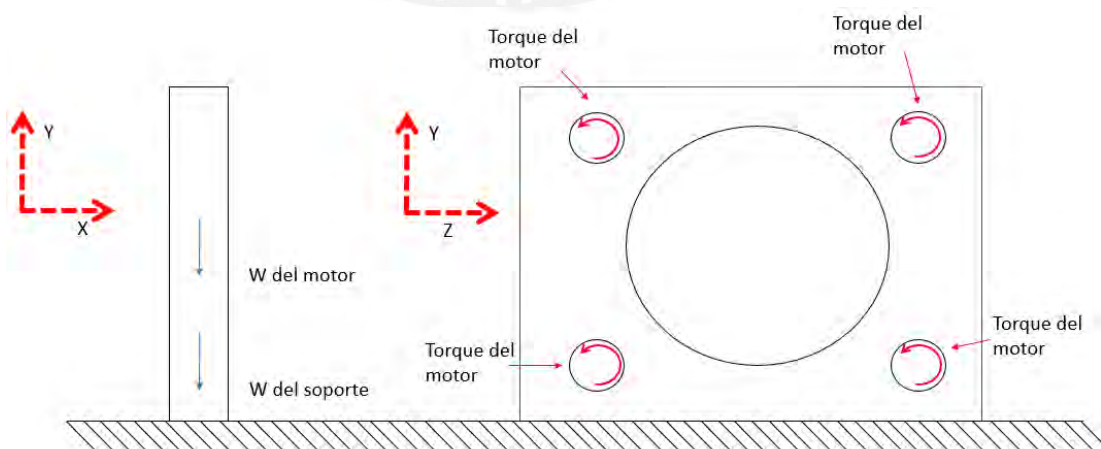


Figura 3.16: DCL del soporte del motor



El soporte esta unido a una base por pernos, para simplificar el estudio se evalúa la unión como un empotramiento. También el torque del motor que debe soporte es de 1.57 kN.mm.

Luego, se realiza la simulación de las cargas acorde como se muestran en el DCL. Para garantizar un correcto funcionamiento el soporte no debe desplazarse o debe ser insignificante en los 3 ejes de desplazamiento, ver figura 3.17.

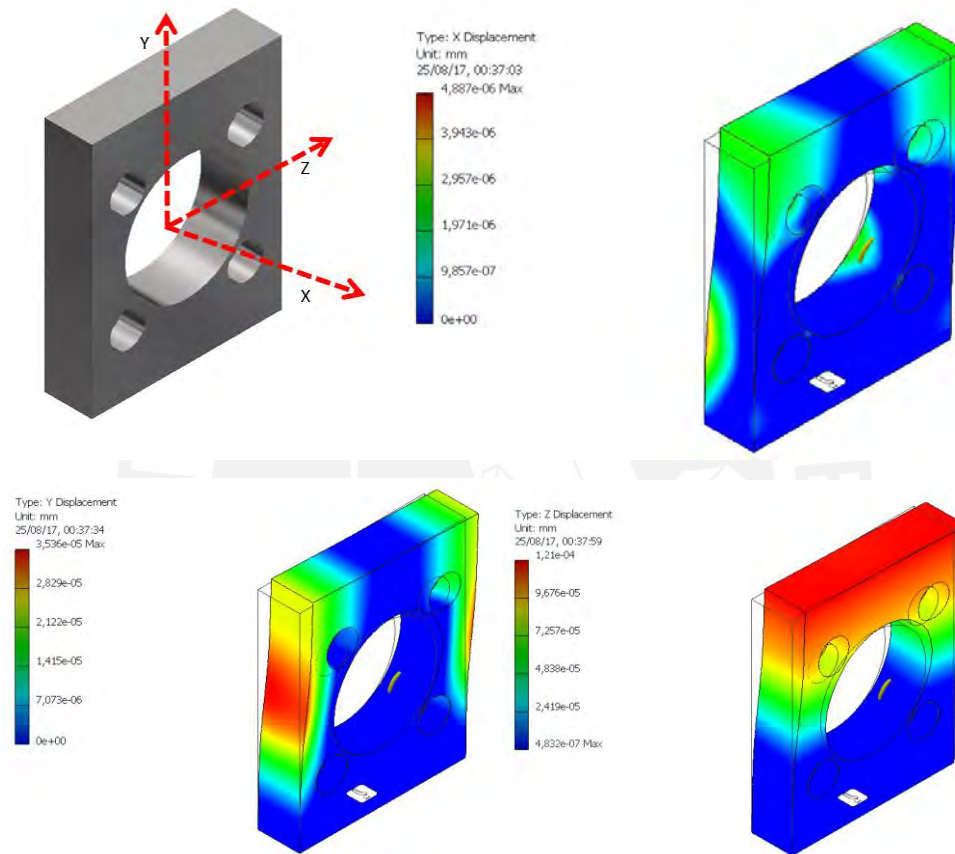


Figura 3.17: Dirección de los ejes de coordenadas, desplazamientos en X, Y e Z

Se aprecia que el desplazamiento más notable es de 0.00012 mm, lo cual es insignificante. Una vez garantizado que el desplazamiento es prácticamente nulo, se analiza Factor de Seguridad (FS) del soporte al ser sometido a un torque de 1.57 kN.mm de manera continua, ver figura 3.18

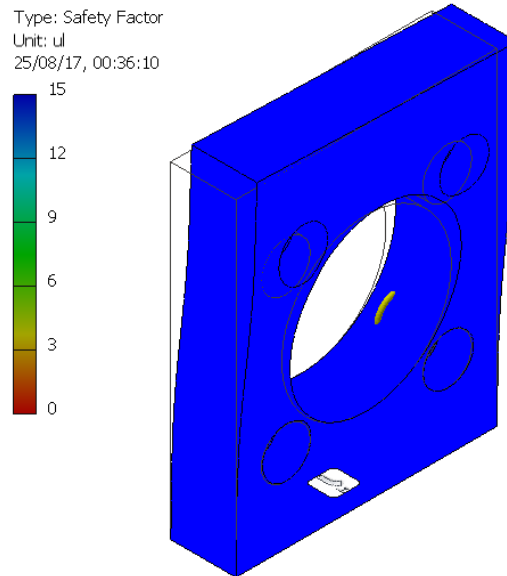


Figura 3.18: Factor de seguridad del soporte

Los resultados del FS son elevados por lo que se garantiza su correcto funcionamiento.

Por otro lado, el soporte que sujeta el motor está unido a una base que esta soldada a la estructura principal, toda esta parte es no se mueve durante la ejecución de los movimientos de flexo/extensión y pronosupinación; además, se cuenta con un soporte auxiliar para evitar que el motor este en voladizo, ver figura 3.19.

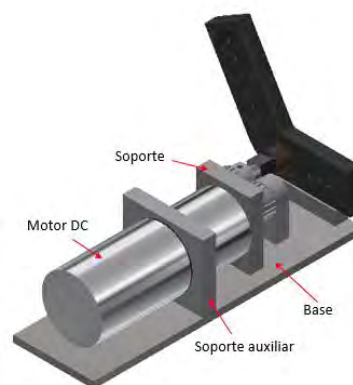


Figura 3.19: Motor DC con soportes y base unida a estructura

Luego se realiza un DCL de la base aplicando las cargas que debe soportar, ver figura 3.20.

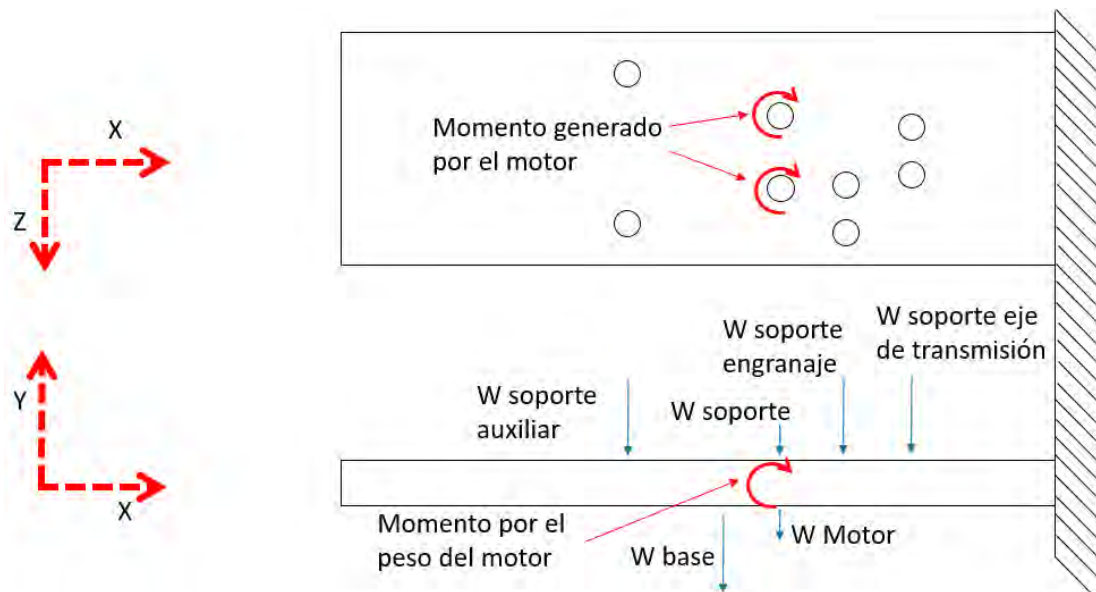


Figura 3.20: DCL de la Base

La base está unida por un extremo a la estructura que principal por soldadura; por ello, se toma es punto como un punto fijo en el DCL.

Luego aplican las cargas que afectan a la base para verificar su funcionalidad, ver figura 3.21.

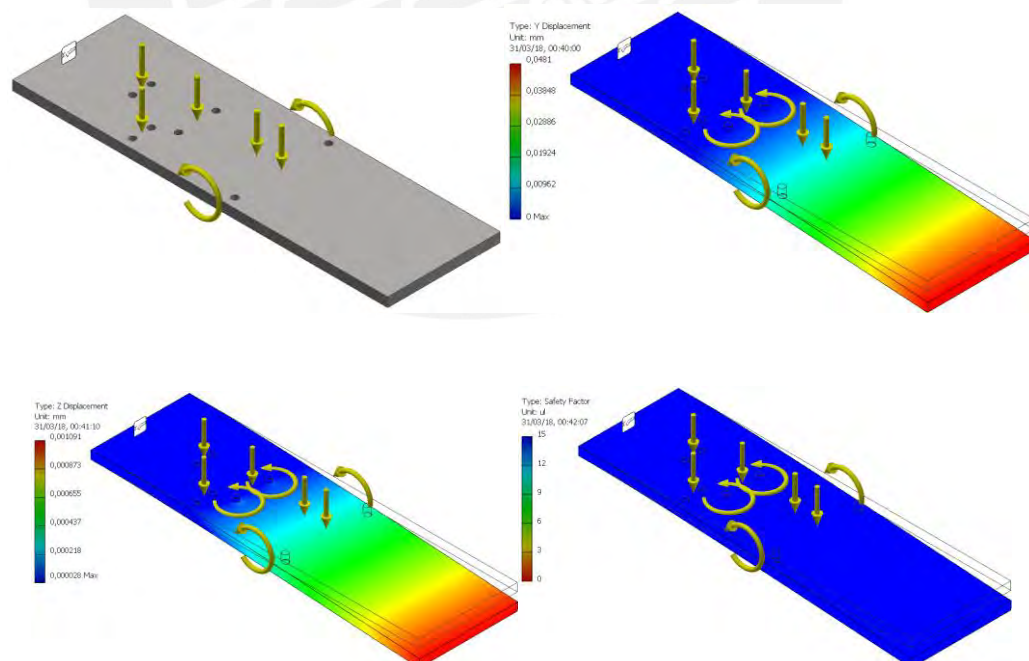


Figura 3.21: Base de soportes con carga, desplazamiento en ejes Y, Z y factor de seguridad.

La base debe soportar la carga de 16 kg.cm que ejerce el motor, verificando los resultados se observa los desplazamientos máximos en los ejes Y e Z son de 0.0481

mm y 0.001091 mm respectivamente. Además, el factor de seguridad es de 15 por lo que se garantiza un correcto funcionamiento.

### Rodamientos

El eje que transmite el giro al mecanismo estará apoyado por 2 rodamientos que permiten el libre giro del eje. En este caso debido a la dimensión del eje que está unido al engranaje se requieren rodamientos para ejes de 10 mm; además, las cargas estáticas de la estructura son menos de 5 kg (49.05 N) y la velocidad máxima será de 15 RPM (90 %/s) que son despreciables en comparación a las cargas y velocidades máximas a las que trabaja un rodamiento. Por lo que se selecciona uno acorde a la geometría, SKF 608, ver figura 3.22, figura 3.23 y figura 3.24.

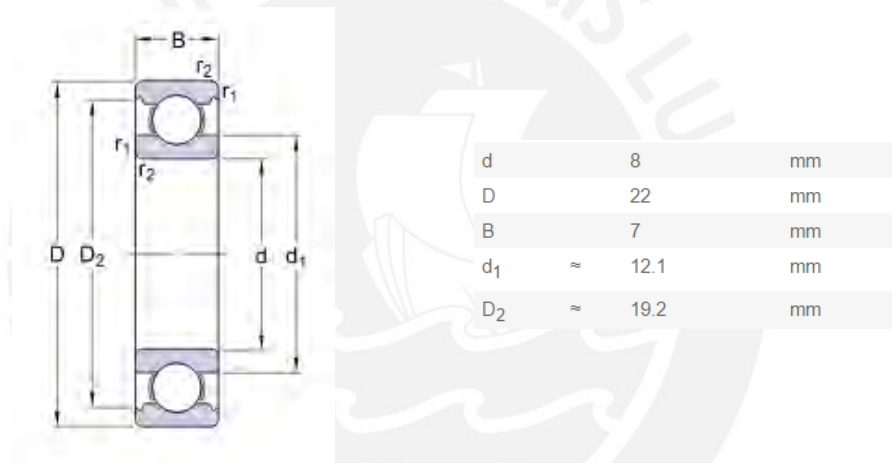


Figura 3.22: Dimensiones del rodamiento SKF 608<sup>12</sup>

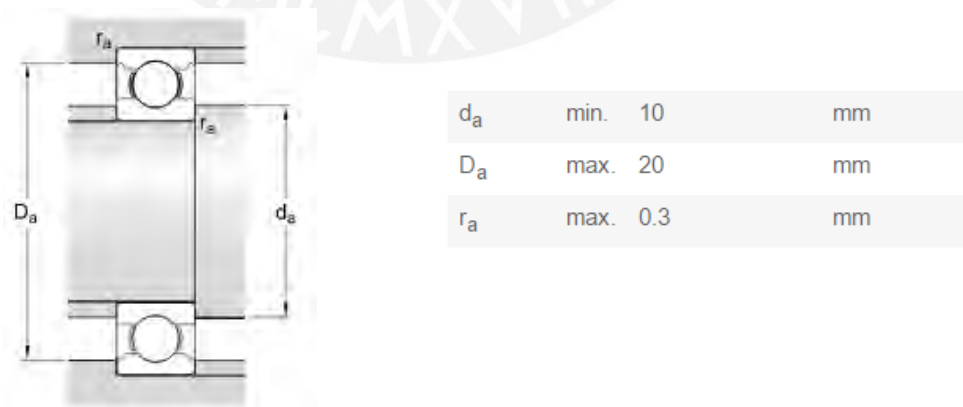


Figura 3.23: Dimensiones de los resaltes del rodamiento SKF 608

<sup>12</sup> SKG 608 – Rodamiento rígido de una hilera de bolas - <http://www.skf.com/pe/>

<b>Datos del cálculo</b>			
Capacidad de carga dinámica básica	C	3.4	kN
Capacidad de carga estática básica	C <sub>0</sub>	1.3	kN
Carga límite de fatiga	P <sub>u</sub>	0.057	kN
Velocidad de referencia		75000	r/min
Velocidad límite		48000	r/min
Factor de cálculo	k <sub>f</sub>	0.025	
Factor de cálculo	f <sub>0</sub>	12	

Figura 3.24: Datos técnicos del rodamiento SKF 608

### Anillos de retención

Se requiere evitar el desplazamiento axial del eje que se apoya en los rodamientos; por lo que, se plantea usar 2 anillos de la norma DIN 471 de 10 mm de diámetro, ver figura 3.25.

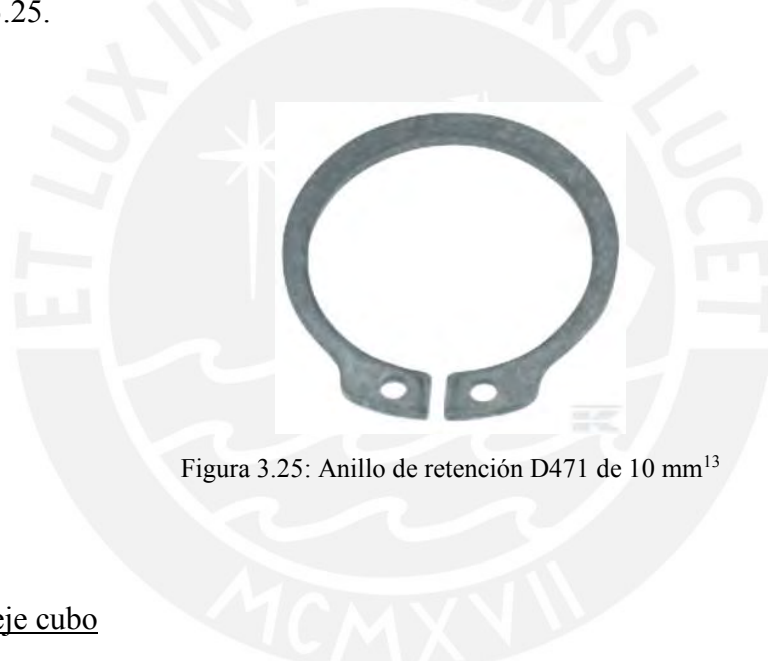


Figura 3.25: Anillo de retención D471 de 10 mm<sup>13</sup>

### Unión eje cubo

La transmisión de potencia en un brazo de palanca se realiza por medio de un eje estriado, una unión eje cubo con sección poligonal o por medio de un canal. Debido al alto costo de fabricar una transmisión por ejes estriados, se descarta esta opción y se analiza las otras dos.

En el caso de unión eje cubo por una sección poligonal, se opta por una sección cuadrada, ver figura 3.26.

<sup>13</sup> Anillo de retención D471 de 10 mm - <http://www.kramp.com/>

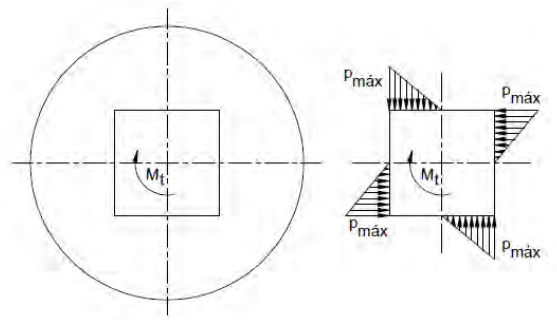


Figura 3.26: Unión eje cubo de sección cuadrada

Luego aplicamos la ecuación 3.9 para calcular el tamaño del cuadrado.

$$M_t = [L(0.5 \cdot \sqrt{2} \cdot D)^2 \cdot P_{adm}] / 3 \quad (3.9)$$

Donde los parámetros de la ecuación 3.8 son los siguientes:

$P_{adm} = 90 \text{ N/mm}^2$  para cubos de acero y acero fundido

$L$  = Longitud de contacto

$D$  = Diámetro de la circunferencia circunscrita al cuadrado

$M_t = 1.6 \text{ Nm}$

Según la geometría, y considerando que cada cara de contacto tiene una medida “a”, se tiene que  $L = 4a$  y  $D = \sqrt{2} \cdot a$ . Entonces, se reemplazan los valores en la ecuación 3.9, y despejando la variable, se obtiene:  $a = 2.37 \text{ mm}$  y  $D = 3.35 \text{ mm}$ .

El diámetro del eje que está unido al engranaje es de 10 mm, si se hace un cambio de sección a 3.5 mm se generaría una concentración de esfuerzo. Por lo tanto, sería recomendable que el diámetro de la sección poligonal sea cercano a 10 mm.

Por otra parte, evaluando el uso de chaveta acorde a la norma DIN 6885 para un eje de 10 mm se necesita se debe definir las medidas de ésta, ver figura 3.27.

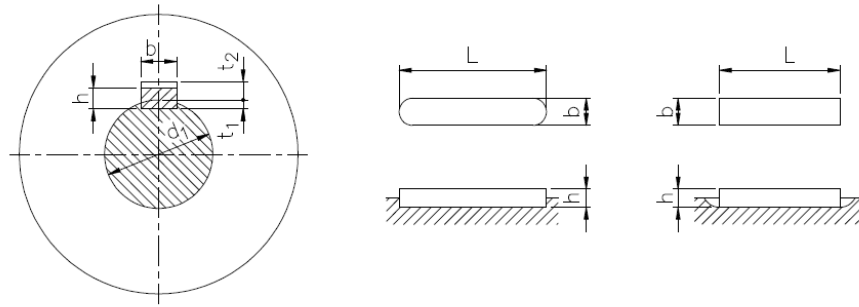


Figura 3.27: Parámetros de la chaveta

Donde,

$b$  = ancho de la chaveta (mm)

$h$  = altura de la chaveta (mm)

$t_1$  = altura del canal chavetero del eje (mm)

$d$  = diámetro del eje (mm)

Acorde a la norma DIN para un eje de 10 mm se recomiendan usar los siguientes valores:  $b = 4$  mm,  $h = 4$  mm y  $t_1 = 2.5$  mm. Con estos valores se puede proceder a realizar el cálculo del canal chavetero.

Los parámetros que se deben calcular para definir el canal chavetero son  $L$  y  $L_{ef}$ , ver figura 3.28.

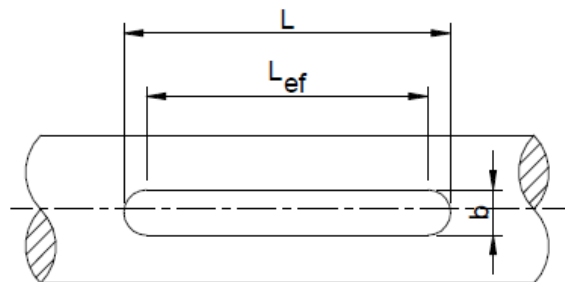


Figura 3.28: Longitud del canal chavetero

Donde

$L$  = longitud del canal chavetero (mm)

$L_{ef}$  = longitud efectiva de la chaveta (mm)

Se calcula primero la longitud efectiva con la ecuación 3.10

$$L_{ef} \geq 2 M_t / [d * (h - t_1) * P_{dm}] \quad (3.10)$$

En este caso el canal será en un acero inoxidable por ello  $P_{adm} = 100 \text{ N/mm}^2$

Reemplazando los valores en la ecuación 3.10 se obtiene

$$L_{ef} \geq 2 \cdot 1600 / [10 * (4 - 2.5) * 100]$$

$$L_{ef} \geq 2.13 \text{ mm}$$

La longitud del canal chavetero se determina con la ecuación 3.11.

$$L \geq L_{ef} + b \quad (3.11)$$

Entonces reemplazando los valores antes obtenidos se obtiene que  $L \geq 6.13 \text{ mm}$

Después, se calculan los parámetros recomendables del cubo acorde al material y el diámetro del eje con la tabla 3.2.

Tabla 3.2: Parámetros del cubo en función del material y el diámetro del eje<sup>14</sup>.

	$L_c$	$D_c$
Cubo de acero	(1,0 a 1,3) d	(1,8 a 2,0) d
Cubo de hierro fundido	(1,5 a 2,0) d	(2,0 a 2,2) d

$L_c$  = longitud del cubo (mm)

$D_c$  = diámetro del cubo (mm)

<sup>14</sup> Guía de uniones entre eje y cubo, curso elementos de máquinas 1, área de diseño, sección ingeniería mecánica, Pontificia Universidad Católica del Perú, auto Kurt F. Paulsen Moscoso



Se toma como referencia el diámetro del eje,  $d = 10$  mm. Además, el material es acero por lo que  $L_c = (1 \text{ a } 1.3) d$  y  $D_c = (1.8 \text{ a } 2) d$ . Remplazando los valores se calcula los rangos de  $L_c$  y  $D_c$  de acuerdo a la Tabla 3.2

$$L_c = 10 - 13 \text{ mm}$$

$$D_c = 18 - 20 \text{ mm}$$

Por lo tanto, acorde a los catálogos de ventas de chavetas longitud de la chaveta puede ser de 8 o 10 mm<sup>15</sup>.

Finalmente, teniendo en cuenta las características de ambas uniones eje cubo. Por un lado, la transmisión por cambio de sección poligonal es uno de los más recomendados y empleados para diseños de transmisión por brazo de palanca, un ejemplo es la transmisión de potencia de una bicicleta de los pedales a la patea de la cadena; además, se puede generar la transmisión sin la necesidad de generar un cambio brusco del diámetro del eje lo cual reduce la concentración de esfuerzos que se puede generar por dicho cambio. Por otro lado, la chaveta es uno de los diseños más económicos y empleados en unión eje cubo. Pero se recomienda utilizar otro método de transmisión para trabajos con ciclos repetitivos y para este diseño se requiere emplear el mecanismo por varios periodos de tiempo a lo largo del día. Además, las dimensiones del cubo son condicionadas a la longitud de la chaveta que se encuentre en el mercado local, ello puede incrementar las dimensiones del mecanismo lo cual va en contra de los requerimientos del mecanismo en hacer lo más compacto posible. También para garantizar la correcta transmisión de la chaveta se deben cumplir ciertas tolerancias en los canales; lo cual, es complicado realizar en la mayoría de talleres locales y otro requerimiento es que el mecanismo puede ser desarrollado en cualquier taller local. Por estas razones se opta para una transmisión por cambio de sección poligonal porque se puede hacer más compacto el cubo y para su fabricación bastaría una fresa y un torno.

---

<sup>15</sup> <https://www.elesa-ganter.es/productos/elementos-para-maquinas/gamas/din-6885>

### 3.1.3.2 Componentes del mecanismo de Prono/supinación

El mecanismo se desplaza sobre un carril circular por medio de un cable de acero. El eje del motor está conectado al cable de acero que está tensado (figura 3.29). El recorrido del cable es conducido por poleas.

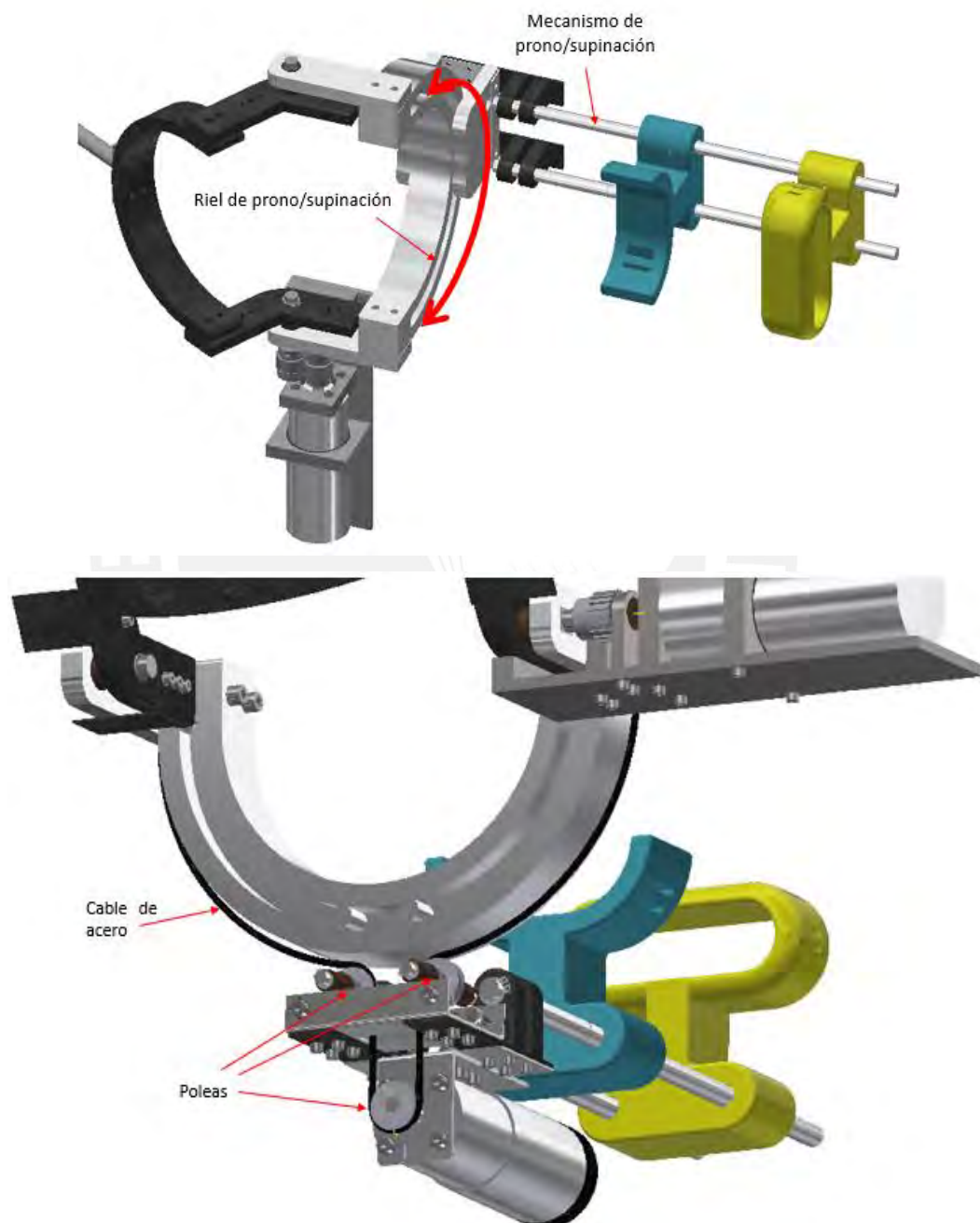


Figura 3.29: Mecanismo de pronosupinación

a) Cable de acero: En la selección del cable se ha empleado la guía de cables de la empresa norteamericana Carl Stahl Sava Industries que cuenta con más de 35 años desarrollando cables para distintos tipos de aplicaciones. En este caso primero se define el peso que moverá el cable, el cual se estima de manera conservadora en 4,5 kg. Después, se eligen 3 opciones de cable del catálogo que requieran 10 veces la capacidad de carga necesaria para romperse. Por otra parte, para aplicaciones de control, el fabricante recomienda seleccionar la estructura 7x7 a más según la Tabla 3.3.

Tabla 3.3: Cables que soportan hasta 45 kg<sup>16</sup>

UNCOATED					
PART NO.	NOMINAL DIAMETER		CON-STRUC-TION	MIN. BREAKING STRENGTH	
	in.	mm		lbs.	kg
2006	.006	.152	1x7	5	2.3
2009	.009	.229	3x7	10	4.5
2010	.010	.254	7x7	15	6.8
2011	.012	.305	1x7	20	9.1
2012	.013	.305	3x7	18	8.2
2014	.014	.356	7x7	26	11.8
2015	.016	.406	1x7	30	13.6
2016	.017	.432	3x3	26	11.8
2017	.019	.483	1x7	40	18.1
2018	.018	.457	7x7	40	18.1
2019	.018	.457	7x19	40	18.1
2020	.018	.457	1x19	45	20.5
2023	.024	.610	7x7	70	31.8
2024	.024	.610	7x19	70	31.8
2027	.027	.686	7x7	90	40.8
2030	.032	.813	3x7	110	49.9
2031	.032	.813	7x7	120	54.4
2032	.032	.813	7x19	120	54.4
2033	.032	.813	7x49	100	45.4
2035	.036	.914	3x49	120	54.4

Luego siguiendo las recomendaciones de la guía de selección, que se adjunta en el Anexo B.3, se elabora la Tabla 3.4 con los parámetros de cada modelo.

Tabla 3.4: Parámetros de cada cable Carl Stahl Sava Industries.

Código	construcción	Peso para ruptura (kg)	Falla por ciclos de trabajo	Precio
2031	7x7	54.4	0.5 millones	Bajo
2032	7x19	54.4	1.6 millones	Moderado
2033	7x49	45.4	1.6 millones	Alto

<sup>16</sup> Design Guide for Cable Solutions – Sava Industries

Se estima que en cada sesión de terapia constara de 30 min, para realizar el movimiento de prono/supinación se empleara 15 min. Cada repetición tomara entre 5 a 7 segundos en completarse, esto da un estimado de 134 repeticiones. Por otra parte, el medico encargado de la terapia experimental plantea atender a 6 personas por día de lunes a sábado durante 3 meses. Se construye una tabla a partir de los valores mencionados, ver tabla 3.5.

Tabla 3.5: Tabla de ciclos de trabajo del mecanismo

<i>Tiempo</i>	<i>Ciclos de trabajo</i>
<i>1 día</i>	<i>804</i>
<i>1 semana</i>	<i>4824</i>
<i>3 meses</i>	<i>57888</i>

Acorde a los valores de la tabla, la opción de cable 2031 fallan a una cantidad de ciclos mayor que la del mecanismo. Por otra parte, la estructura del cable 2033 cuenta con más hilos que el 2032 y el 2031, lo que lo hace más flexible y versátil, lo que permite emplearlo en poleas con menor diámetro que los anteriores; desafortunadamente, el precio es más elevado que las dos anteriores y resiste menos carga. Por ello, se opta por la 2032 que cuenta con una cantidad de hilos dentro de lo recomendado, cuenta con mayor tiempo de vida que el 2031, soporta mayor carga que el 2033 y es más barato que este último.

b) Poleas: Utilizando la guía de selección de cables se puede determinar el diámetro mínimo de polea necesario para cada tipo de cable (Anexo B.4). En la Tabla 3.6 se muestran los diámetros de polea para cada tipo de cable.

Tabla 3.6: Diámetros mínimos de polea por cable Carl Stahl Sava Industries.

Código	Diámetro mínimo (mm)
2030	32.51
2031	20.32
2032	12.19

Acorde al diámetro mínimo del cable 2032 se puede seleccionar el tamaño de la polea. La empresa Motioncon cuenta con poleas de 20 mm de diámetro con un agujero de 6 mm, ver figura 3.30.



Figura 3.30: Polea de 20 mm de diámetro y agujero de 6 mm, marca Motioncon<sup>17</sup>

### 3.1.4 Confort

El paciente estará expuesto al mecanismo durante un período prolongado, por ello es importante que los materiales que estén en contacto directo con la piel sean los recomendados por médicos y diseñadores de objetos que interactúan directamente con personas. En este caso, se utilizan materiales como el plasto pasto y recubrimientos hipo alergénicos en las zonas

### 3.1.5 Sistema mecánico final

Una vez seleccionados los componentes requeridos, las dimensiones del mecanismo acorde a la fisionomía peruana, y las recomendaciones de confort, en la figura 3.30 se muestra el diseño mecánico final en 3D del dispositivo.

---

<sup>17</sup> [http://www.motionco.co.uk/pulleys-belts-round-belt-pulleys-c-25\\_37.html](http://www.motionco.co.uk/pulleys-belts-round-belt-pulleys-c-25_37.html)

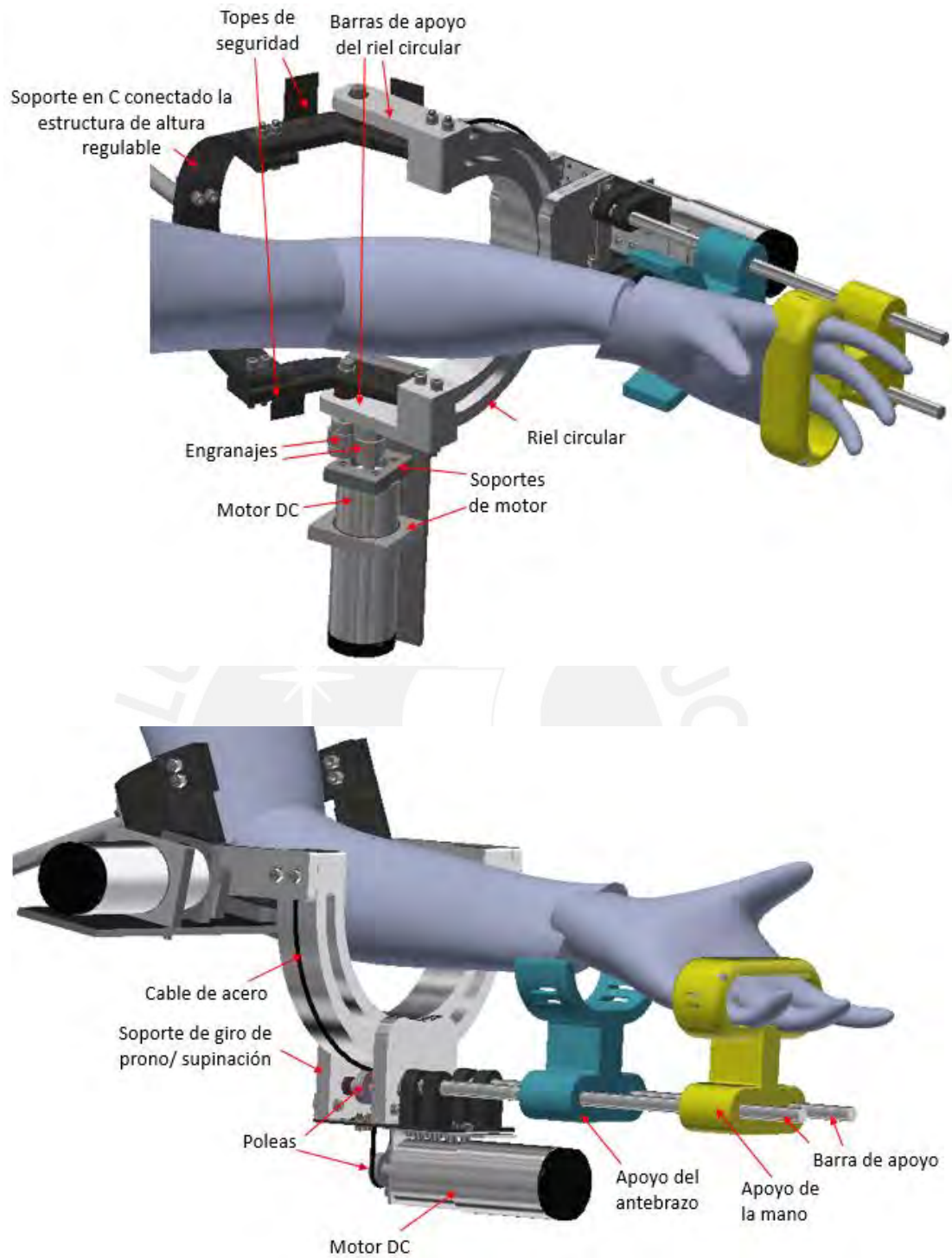


Figura 3.31: Diseño en 3D del mecanismo desarrollado

En el Capítulo 4 se proporciona información en los planos de despiece y ensamble para cada componente que conforma el mecanismo desarrollado en este trabajo.

### **3.2 Sistema de control**

El sistema de control debe garantizar el funcionamiento del mecanismo, posición, velocidad y torque; además, la seguridad del paciente. Por ello, se elabora un diagrama de flujo del sistema para detallar cada proceso. Después, se determina la estrategia de control que satisfaga los requerimientos del sistema, y se desarrolla la lógica de control. Finalmente se selecciona el dispositivo de control que cumpla con los requerimientos del sistema, y se simula la lógica de control.

Se menciona que el mecanismo se activa por una señal procesada de un interfaz cerebro computadora (BCI). Dicho interfaz forma parte de otro trabajo, ya que la presente tesis es parte de un proyecto interdisciplinario. En este caso el sistema de control recibe señales de la interface cerebro computadora que debe procesar. Por lo tanto, se carece de un sistema de comunicación.

#### **3.2.1 Diagrama de funcionamiento**

La interfaz captura e interpreta las señales neuronales, luego envía una orden al controlador para evaluar si se debe generar alguno de los dos movimientos, flexo/extensión o pronosupinación. Entonces, se verifica el torque y la velocidad de los movimientos que se generan; después, se verifica durante la ejecución con un acelerómetro y un encoder que los valores sean los referenciales. Además, se mide la temperatura para verificar que el calor emitido por los actuadores es inofensivo a la piel. En la figura 3.32 se muestra el diagrama de funcionamiento del dispositivo.



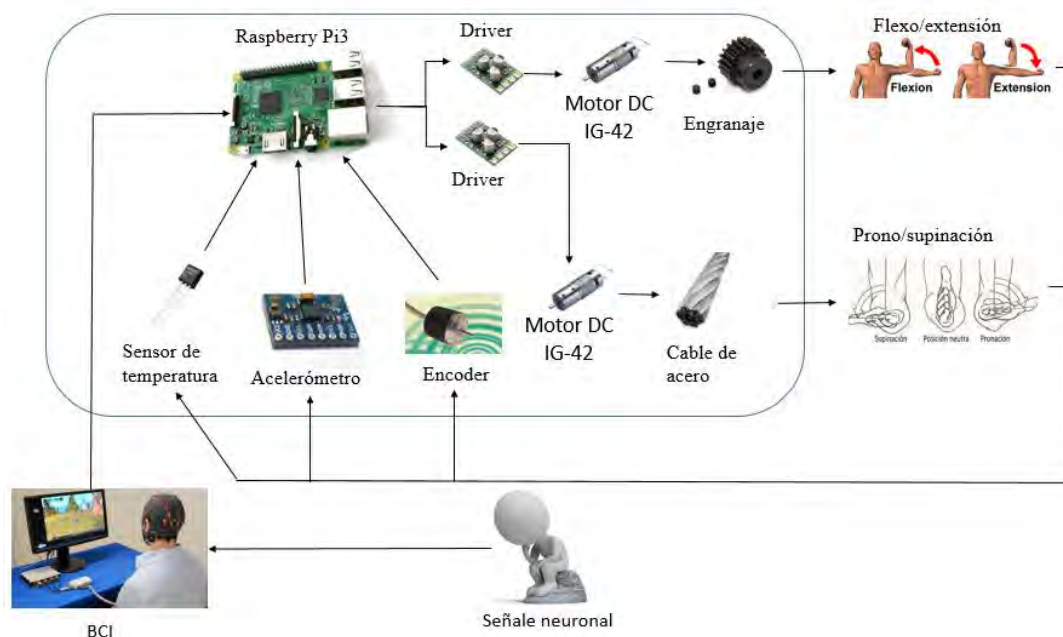


Figura 3.32: Arquitectura de hardware electrónico

### 3.2.2 Diagrama de flujo

Se desarrollan diagramas de flujo que integren todo el sistema y detallen los pasos que seguirá el sistema de control para un correcto funcionamiento del mecanismo. En este caso se desarrollan 4 diagramas de flujo, un programa principal y 3 sub programas.

a) Programa principal: Primero se verifica si el sistema esta energizado, si lo estuviera se encendería un led indicando ello. En seguida se registran los ángulos de giro de cada motor y se comparan con el ángulo que deben estar en la posición de inicio, en caso no coincidieran los ángulos se activaría el sub programa de corregir ángulo. Después, se inicia la comunicación del mecanismo con el sistema de procesamiento de señales neuronales<sup>18</sup>; el sistema espera recibir una orden que pueda interpretar. Luego, al recibir un movimiento predeterminado ejecuta el subprograma realizar movimiento predeterminado. Por último, se verifica que se accionó el interruptor de corte de comunicación para apagar el sistema, caso contrario se vuelve

<sup>18</sup> El sistema se encarga de captar las ondas neuronales, interpretarlas y enviar una orden al mecanismo



a esperar recibir otro movimiento predeterminado. En la figura 3.33 se muestra el diagrama de flujo del programa principal.

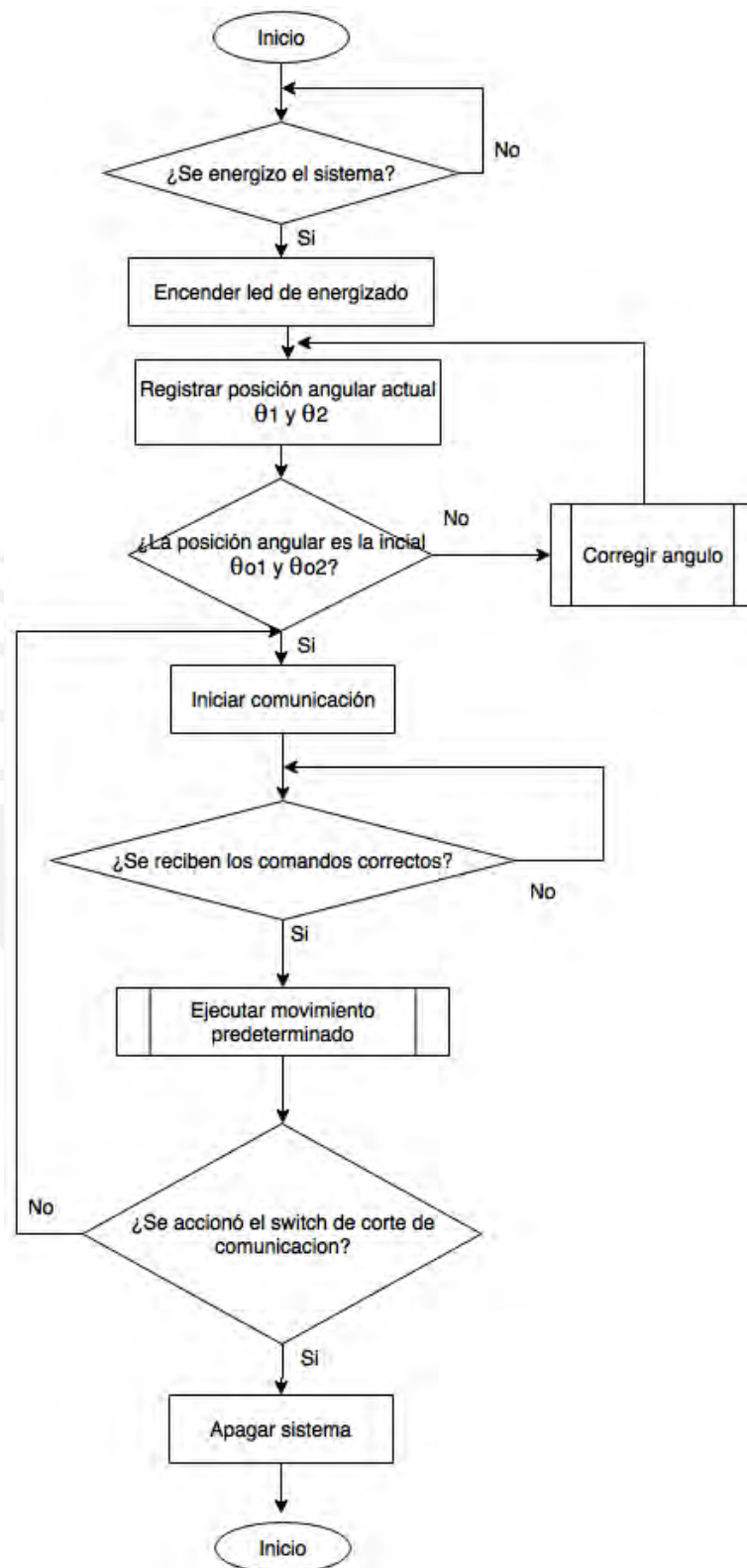


Figura 3.33: Diagrama de flujo del programa principal

b) Subprograma corregir ángulo: Una vez comprobado que los ángulos actuales con los ángulos de posición inicial son distintos, se determina la diferencia de ángulos. Luego, se calcula cuantos grados debería girar el actuador por iteración. Después, se envía una orden a los motores para girar y, por cada iteración, se verifica si se llegó a los ángulos de la posición inicial. Además, si después de completar las iteraciones los ángulos difieren de los de la posición inicial, se enciende un led que indique el error. En la figura 3.34 se muestra el diagrama de flujo del subprograma corregir ángulo.

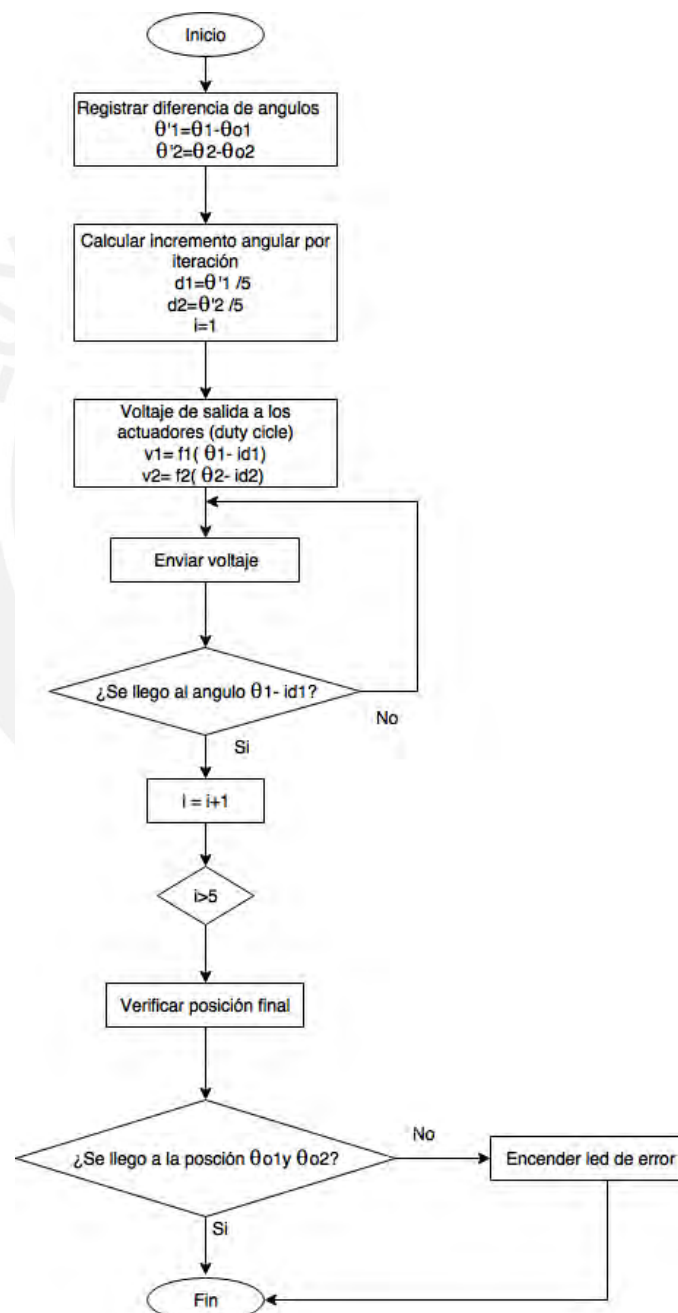


Figura 3.34: Diagrama de flujo del subprograma corregir ángulo

c) Sub programa realizar movimiento predeterminado: Una vez que se recibe una orden de movimiento predefinida, se define la trayectoria del movimiento. Luego, se genera la cantidad de iteraciones necesarias para llegar a la posición final y se ejecuta el subprograma mover a posición que genera un desplazamiento por cada iteración. Después se verifica la posición final cuando han terminado las iteraciones. Si el ángulo final es distinto al predeterminado se activará una luz led que indicará un error en el movimiento. En la figura 3.35 se muestra el diagrama de flujo del subprograma realizar movimiento predeterminado.

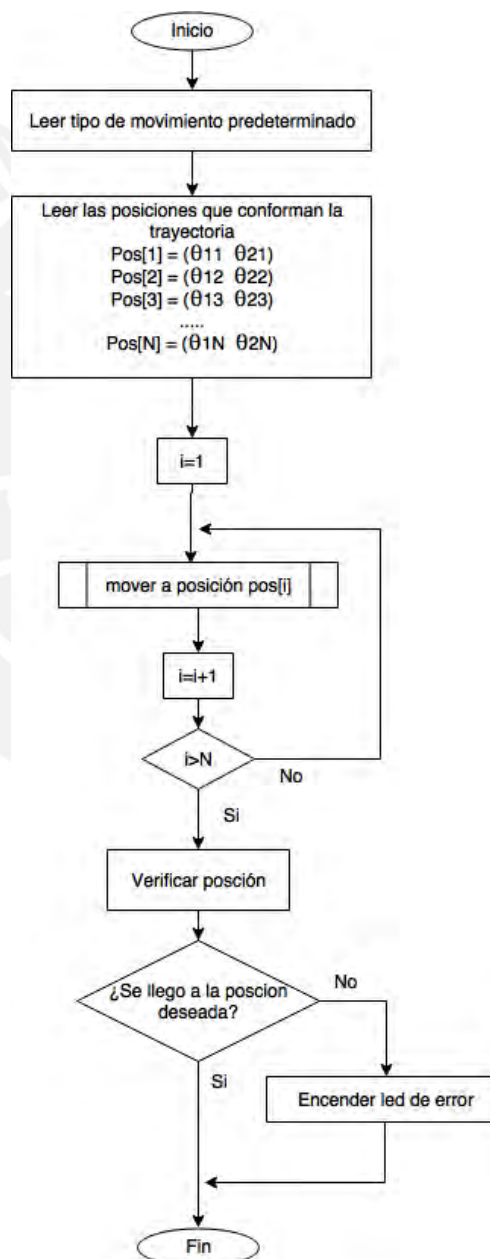


Figura 3.35: Diagrama de flujo del subprograma ejecutar movimiento predeterminado

d) Sub programa mover a posición: Las velocidades del mecanismo van a variar acorde al deseo del paciente, por lo que el sistema de procesamiento de señal neuronal envía una instrucción que asignará una velocidad dentro del rango de velocidades permisibles. Luego, se envía un voltaje al actuador en función al valor asignado. En la figura 3.36 se muestra el diagrama de flujo del subprograma mover a posición.

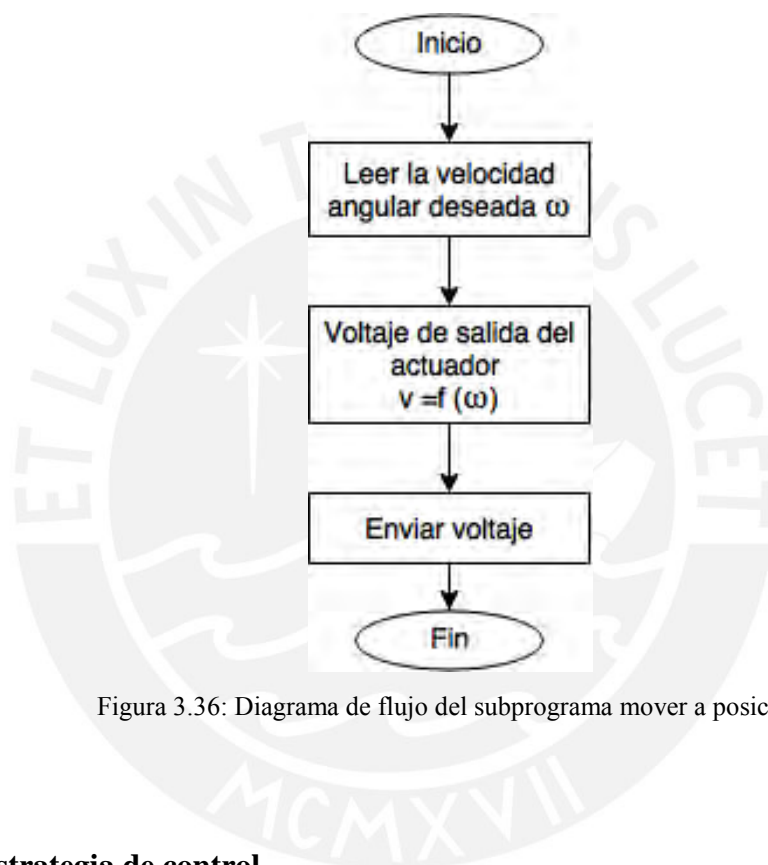


Figura 3.36: Diagrama de flujo del subprograma mover a posición

### 3.2.3 Estrategia de control

El mecanismo debe encargarse de recibir dos señales, una para flexo/extensión y otra para pronosupinación, procesarlas, enviar la orden a los actuadores correspondientes, verificar la velocidad y corregir si es necesario. El sistema es un MISO de dos entradas y una salida, una señal indicara que tipo de movimiento se debe realizar y otra la velocidad con la que se ejecutara. El sistema de control debe tener una respuesta rápida para que el paciente no perciba el tiempo de procesamiento de la orden que ha enviado por las señales neuronales a los actuadores que generan el movimiento, el tiempo debe ser menor a 0.2 segundos que es el tiempo promedio de reacción ante un estímulo [Pérez-Tejero, 2011]. En este sistema

se propone implementar un controlador del tipo PID en lazo cerrado por ser un controlador versátil para controlar los motores que generan movimiento. Una vez implementado el sistema se recopilan los resultados experimentales del comportamiento del sistema y las propiedades de la planta. Luego se define si es necesario un proporcional para reducir el error, un integral para reducir el tiempo de respuesta, una derivativa para prevenir el comportamiento del sistema, una agrupación de dos de ellos o de los tres, esta parte se realizará cuando se integre la interface con el mecanismo fabricado.

### 3.2.4 Lógica de control

El mecanismo recibe señales de la interfaz cerebro-computadora, y acorde a la instrucción se define la posición, velocidad y torque de cada motor DC para generar movimiento. Luego, los sensores toman un muestreo del movimiento generado para verificar el error. La figura 3.37 muestra un diagrama de bloques simplificado del sistema de control.

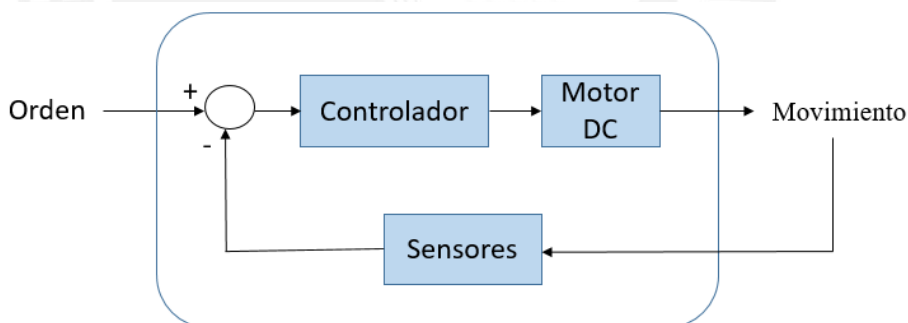


Figura 3.37: Diagrama de bloques del sistema de control

El diseño del controlador está condicionado a los parámetros del motor DC, por ello, se debe obtener dichos datos del motor para poder crear un modelo dinámico del sistema como se aprecia en la figura 3.38.

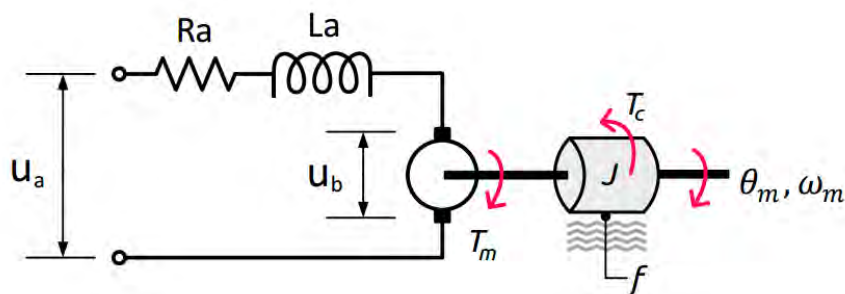


Figura 3.38: Esquema del motor DC

Luego, se despejando los parámetros se pueden definir las ecuaciones del motor 3.12, 3.13, 3.14 y 3.15 para poder controlarlo.

$$U_a(t) = R_a * i_a(t) + L_a (di_a(t)/dt) + U_b(t) \quad (3.12)$$

$$T_m(t) = K_t * i_a(t) \quad (3.13)$$

$$T_m(t) - T_c(t) = J * (d\omega_m(t)/dt) + b_m * \omega_m(t) \quad (3.14)$$

$$U_b(t) = K_b * \omega_m(t) \quad (3.15)$$

Donde

$U_a$  = Tensión de la armadura en voltios (V)

$U_b$  = Voltaje de fuerza electromotriz (V)

$i_a$  = Corriente del sistema en amperios (A)

$T_m$  = Torque del motor (Nm)

$T_c$  = Torque estático (Nm)

$\omega_m$  = Velocidad angular del motor ( $^\circ/s$ )

$\theta_m$  = Angulo del motor ( $^\circ$ )

$J$  = Momento de inercia del rotor ( $kg \cdot m^2/s^2$ )

$b_m$  = Relación de amortiguación del sistema mecánico (Nms)

$K_b$  = Fuerza constante electromotriz de perturbación (Nm/A)

$K_t$  = Fuerza constante electromotriz del torque (Nm/A)

$R_a$  = Resistencia eléctrica ( $\Omega$ )

$L_a$  = inductancia (H)

Reordenando las ecuaciones 3.12 a 3.15 se puede elaborar el diagrama de bloques del motor DC, como se muestra en la figura 3.39.

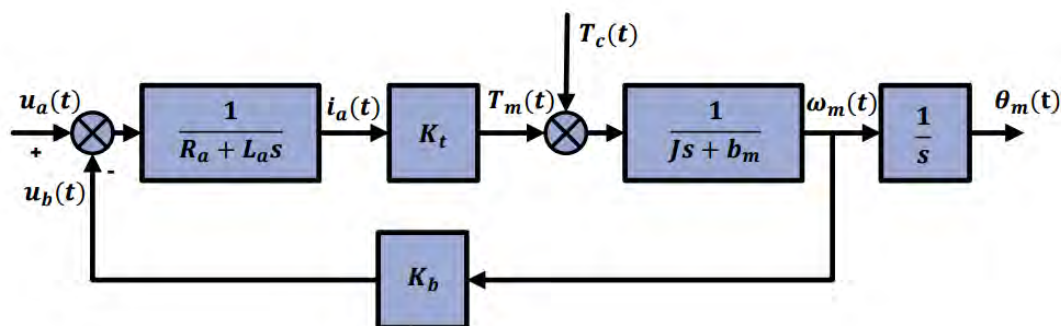


Figura 3.39: Diagrama de bloques del motor DC

Acorde a la hoja de datos del motor IG-42GM se puede obtener los valores necesarios para controlar la planta, ver tabla 3.7.

Tabla 3.7: Parámetros del motor DC acorde a la hoja de datos del modelo IG-42GM

Momento de inercia del rotor (Nm)	J	0.00000024
Relación de amortiguación del sistema mecánico (adimensional)	bm	0.05
Constante de la fuerza electromotriz (adimensional)	Kb = Kt	6520
Resistencia eléctrica ( $\Omega$ )	Ra	0.79
Inductancia eléctrica (H)	La	55

El tiempo de establecimiento no debe ser percibido por el paciente, así que se emplea uno de 0.1 segundos, que corresponde a la respuesta de una persona promedio a un estímulo en un intervalo de 0.15 a 0.35 segundos<sup>19</sup>. Asimismo, el sobre impulso será menor al 10 % para reducir las posibilidades de daño de los actuadores.

### 3.2.5 Simulación de control

Una vez obtenidos los parámetros necesarios para el control del motor, y usando el software Simulink de Matlab, se simula la planta de todo el sistema con un controlador PID para el control del ángulo. En la figura 3.40 se muestra el diagrama de bloques que se implementó en el software Simulink.

<sup>19</sup> <http://www.fuerzaycontrol.com/la-velocidad-de-reaccion-el-tiempo-de-reaccion-simple-complejo-la-anticipacion/>

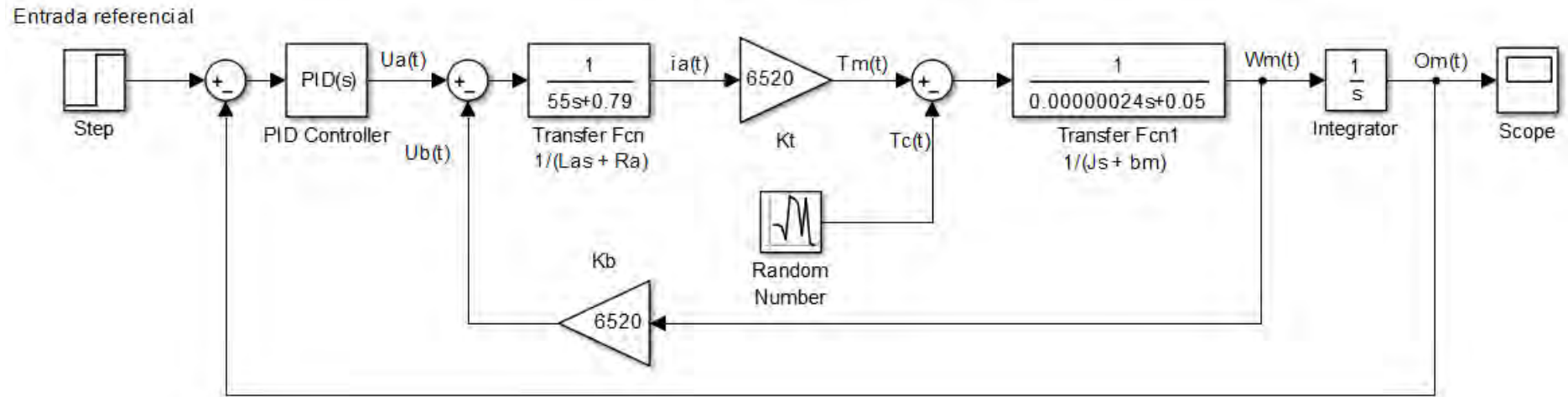


Figura 3.40: Diagrama de bloques del control del motor



Observando la planta se aprecia que sería innecesario emplear un integral (I) en el controlador; por lo que, las opciones del controlador son un proporcional (P) o un proporcional derivativo (PD). Para esto primero se configura el controlador para emplear un proporcional y con la herramienta “tune” del Matlab se obtiene un valor que satisface los requerimientos, ver tabla 3.8

Tabla 3.8: Parámetros del controlador P

Proporcional	134200000
--------------	-----------

En la figura 3.41 se observa el comportamiento de la planta; la cual, es un sistema amortiguado o críticamente amortiguado y su tiempo de estabilización es de 4 o 5 diezmilésimas de segundo. Este tiempo es satisfactorio porque la acción del movimiento debe ser en menos de 0.2 segundo, esto incluye la recepción de la señal neuronal del paciente, interpretarla, enviar la orden al controlador y ejecutar el movimiento deseado.

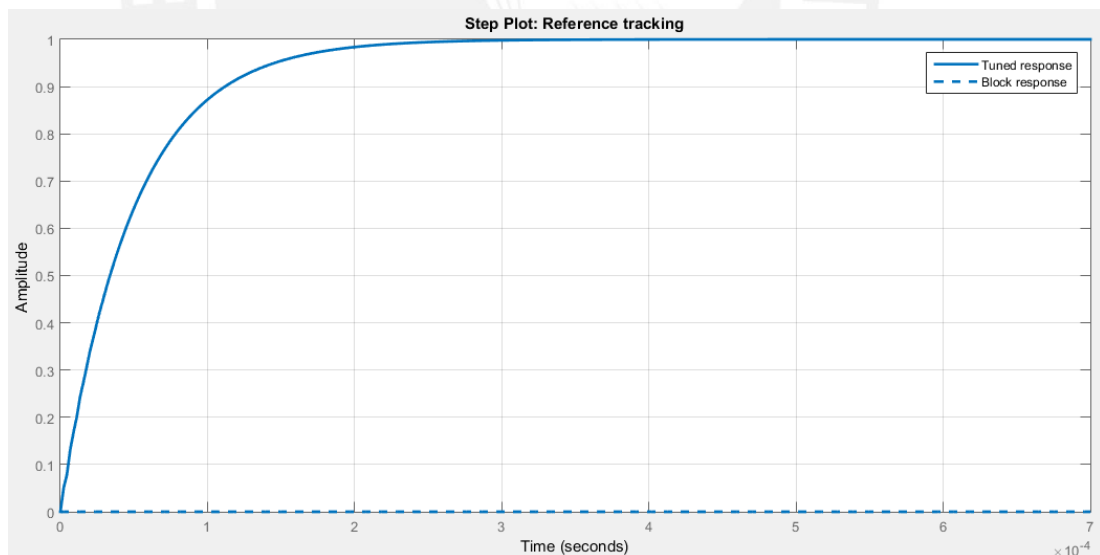


Figura 3.41: Respuesta de la planta con controlador P según el PID tuner

### 3.2.6 Dispositivo de control

El sistema recibe una señal neuronal procesada, que se genera cuando el paciente “piensa” ejercer algún movimiento. El objetivo del mecanismo es permitir al paciente mejorar su rehabilitación, para ello los movimientos del brazo deben ser lo más naturales posibles para que el paciente mueva su miembro superior como lo podía hacer antes del accidente. A fin de generar una respuesta en milisegundos para mover el antebrazo con la mano, cuando el paciente lo desea, se requiere un dispositivo de control que permita una respuesta en un tiempo corto. Además, el sistema de control debe permitir controlar múltiples actuadores, sensores, ser simple de usar y flexible de integrarse a otros sistemas, porque el mecanismo es parte de un sistema de rehabilitación.

El Raspberry Pi3 es un dispositivo flexible para ser usado en múltiples tipos de proyecto porque cuenta con 40 pines generales de entrada y salida, esto quiere decir que a través del programa del controlador se define la finalidad de cada pin a conveniencia. Por otro lado, su velocidad de procesamiento es de 1.2 GHz, lo cual es 10 veces más rápido que sus versiones anteriores, y de otros controladores de la familia Arduino. También cuenta con amplia bibliografía por experiencias previas tanto por la empresa como grupos de desarrolladores. Por estos factores se considera a la Raspberry Pi3 como el sistema de control más conveniente para el mecanismo, ver tabla 3.9 y figura 3.42.

Tabla 3.9: Especificaciones técnicas del Raspberry Pi3

Procesador	1.2 GHz Quad-Core ARM Cortex-A53
Memoria	1 GB
Alimentación	5 V a 1.25 A
Conectores	40 pines generales de entrada y salida



Figura 3.42: Raspberry Pi3<sup>20</sup>

### 3.3 Dominio electrónico

Acorde a la solución definida, se requiere seleccionar el sensor de temperatura, acelerómetro, encoders y el dispositivo de control. Luego, diseñar las tarjetas electrónicas y simular su funcionamiento.

#### 3.3.1 Criterios de selección de componentes

En esta parte se detallan los criterios que se tomaron en cuenta para la selección de componentes del sistema.

a) Sensor de temperatura: Las pruebas que se van a realizar en pacientes serán numerosas y por varias horas, lo que calentará los actuadores y disiparán el calor por el mecanismo, esto puede exponer al paciente a un riesgo de daño en la piel, por ello se necesitan sensores de temperatura con un grado de precisión de al menos  $0.5\text{ }^{\circ}\text{C}$  para obtener una muestra con error insignificante. La temperatura humana es de  $36\text{ }^{\circ}\text{C}$ , por lo que se plantea evitar que las zonas de contacto del mecanismo con el paciente superen los  $35\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Se propone usar un LM35 (figura 3.43) porque cuenta con un error de muestreo de  $\pm 0.5\text{ }^{\circ}\text{C}$ .

<sup>20</sup> <https://www.pccomponentes.com/raspberry-pi-3-modelo-b>



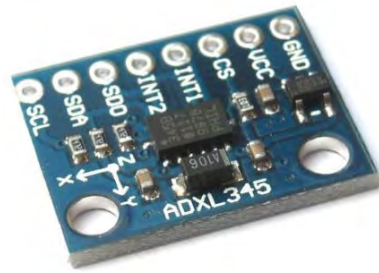


Figura 3.45: Acelerómetro ADXL345<sup>23</sup>

d) Controlador de motores: Se desea implementar un controlador (driver) que permita controlar un motor DC con encoder para cada tipo de movimiento. El voltaje requerido para ambos es aproximadamente 15 V; por ello, se emplea el driver Pololu G2 High-Power Motor Driver 18v17 tiene un rango de voltaje de 6.5 V a 30 V y puede entregar 17 A sin disipador de calor (ver figura 3.46).



Figura 3.46: Pololu G2 High-Power Motor Driver 18v17<sup>24</sup>

e) Fuentes conmutadas: El sistema se alimentará por una fuente de corriente, por lo que es necesario convertir la corriente alterna a una acorde a las necesidades del sistema. Se plante emplear una fuente T-60A 60W 5V 5A para el sistema de control y los sensores de temperatura, acelerómetros y encoders (ver figura 3.47).

<sup>23</sup> sensor ADXL 345 <http://www.emartee.com>

<sup>24</sup> <https://www.pololu.com/product/2991>



Figura 3.47: Fuente conmutada T-60A 60W 5V 5A<sup>25</sup>

Además, en la Tabla 3.10 se muestran las corrientes y voltajes necesarios para que se energicen todos los elementos.

Tabla 3.10: Corrientes y voltajes necesarios para el T-60A 60W 5V 5A

<i>Elemento</i>	<i>Cantidad</i>	<i>Voltajes</i>	<i>Corriente</i>
<i>Raspberry Pi3</i>	<i>1</i>	<i>5 V</i>	<i>1.25 A</i>
<i>ADXL345</i>	<i>2</i>	<i>4 V – 30 V</i>	<i>10 mA</i>
<i>LM35</i>	<i>2</i>	<i>3 V – 5 V</i>	<i>30 uA</i>
<i>Encoder IG-42 GM</i>	<i>2</i>	<i>3.5 V – 20 V</i>	<i>10 mA</i>

La fuente puede entregar 5 V 0 12 V por lo que cumple lo necesario, además la corriente máxima que puede proporcionar es de 5 A, que es mayor a la corriente requerida.

Por otra parte, se necesita una fuente adicional para los actuadores y drivers empleados. Se opta por la fuente de alimentación S-100-27, que puede proporcionar un voltaje de 24 V y corrientes de hasta 13 A, que es la corriente pico de los actuadores. En la figura 3.48 se muestra la fuente adicional seleccionada.

<sup>25</sup> T-60A 60W 5V 5A - <https://www.alibaba.com>



Figura 3.48: Fuente conmutada S-100-27<sup>26</sup>

En la Tabla 3.10 se muestran los valores de voltaje y corriente necesarios por fuente. La corriente máxima que entrega la fuente es de 13 A, por lo que se evita que los actuadores reciban una corriente mayor al pico.

Tabla 3.11: Corrientes y voltajes necesarios para el S-100-27

<i>Elemento</i>	<i>Voltaje</i>	<i>Corriente</i>
<i>Motor IG - 42GM</i>	<i>24 V</i>	<i>13 A</i>
<i>Driver Pololu G2 High-Power</i>	<i>6.5 V – 30 V</i>	<i>17 A</i>

### 3.3.2 Diagrama esquemático

Una vez seleccionados los componentes, y usando el software Eagle, se diseña el diagrama esquemático de conexiones. En este caso, la Raspberry Pi3 cuenta con pines GPIO que permiten configurar cada pin acorde a las necesidades de cada proyecto, lo cual es una ventaja para realizar conexiones; sin embargo, implica mayor trabajo a nivel de programación. En la figura 3.49 se muestra el diagrama esquemático de conexiones del Raspberry Pi3.

<sup>26</sup> [https://www.alibaba.com/product-detail/24v-12a-switch-power-supply\\_60419511219.html](https://www.alibaba.com/product-detail/24v-12a-switch-power-supply_60419511219.html)

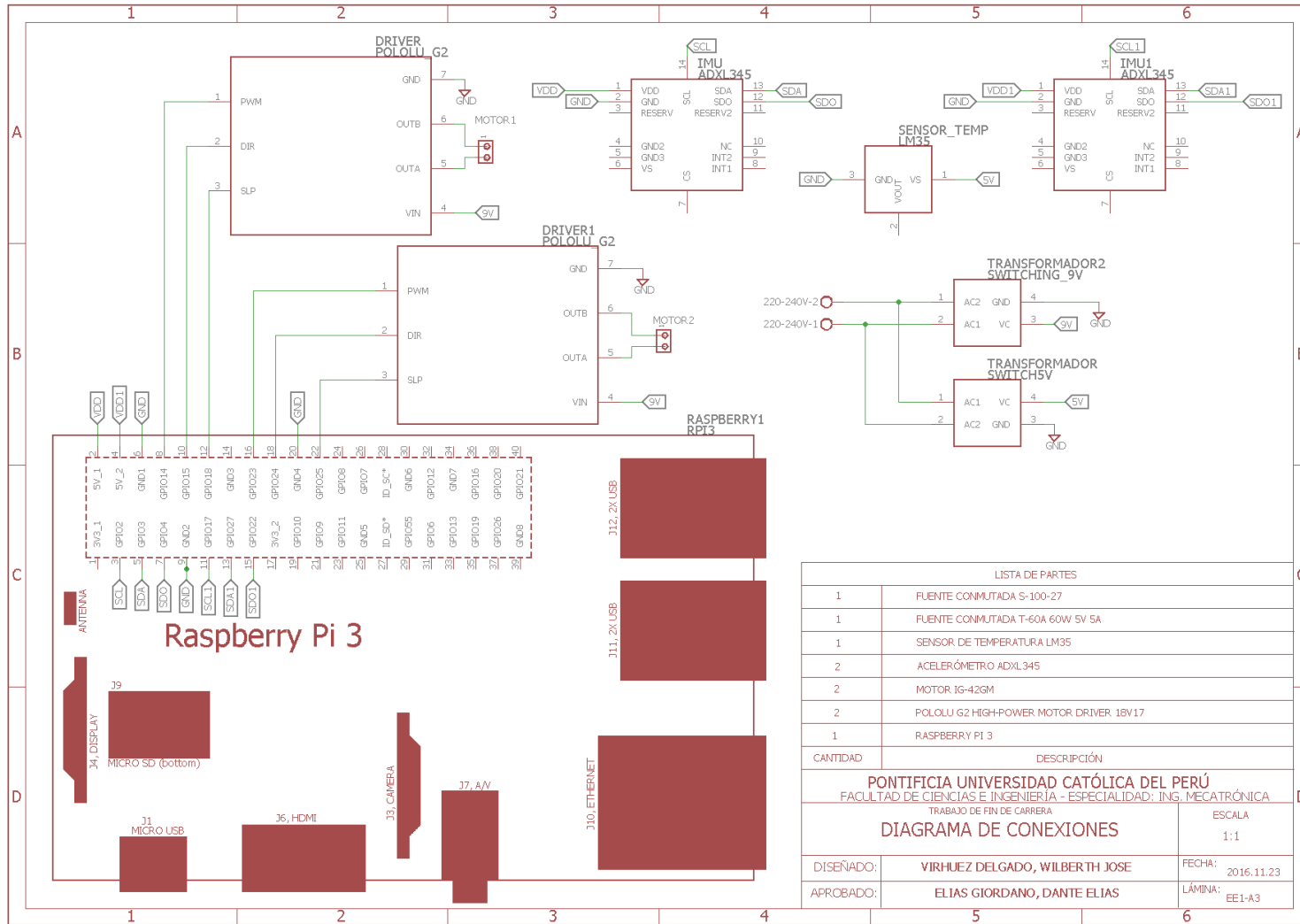


Figura 3.49: Diagrama esquemático



## CAPÍTULO 4

### PLANOS Y COSTOS

En el presente capítulo se muestra la relación de planos de ensamble y despiece del dispositivo desarrollado, así como también el costo de fabricación del mecanismo.

#### 4.1 Planos

El diseño cuenta con 33 planos, 2 de ensamble y 31 de despiece. En este caso se usará el siguiente formato de nomenclatura: PYY-AZ. Dónde,

- PYY: Plano N° YY
- AZ: Tamaño de hoja en formato A, con  $Z = 0, 1, 2, 3, 4, \dots$

En la tabla 4.1 se observa la lista de planos ordenados acorde a la nomenclatura adoptada para el presente trabajo.

Tabla 4.1: lista de planos del mecanismo

NOMBRE Y CÓDIGO DE PLANO	
Código	Nombre
P01-A1	Mecanismo de rehabilitación
P02-A0	Mecanismo de 2 grados
P03-A4	Soporte en C del mecanismo
P04-A3	Soporte del mecanismo
P05-A4	Tope en L de seguridad
P06-A4	Bocina flexo/exten
P07-A4	Eje de flexo/exten
P08-A4	Eje auxiliar
P09-A4	Soporte de carril cuadrado
P10-A4	Soporte de carril
P11-A4	Base de motor flexo/exten
P12-A4	Soporte de eje de flexo/exten
P13-A3	Bocina tapón
P14-A4	Soporte auxiliar
P15-A4	Bocina de limitación
P16-A3	Soporte motor flexo/exten
P17-A4	Soporte auxiliar de motor
P18-A4	Bocina de soporte auxiliar
P19-A4	Riel circular
P20-A4	Pin del riel
P21-A3	Soporte de pines / riel
P22-A3	Soporte del riel
P23-A3	Plancha prono/sup
P24-A4	Soporte de barras
P25-A4	Bocina de eje de polea
P26-A3	Eje para polea
P27-A3	Soporte auxiliar prono
P28-A4	Soporte motor prono/sup
P29-A4	Soporte barras prono/sup
P30-A4	Bocina barra prono/sup
P31-A3	Barra prono/sup
P32-A3	Soporte de muñeca
P33-A3	Agarre de mano

## 4.2 Costos

Se cotiza las partes que se van a adquirir y/o fabricar para diseñar, de esta forma se tendrá un estimado de fabricación del mecanismo robótico.

### 4.2.1 Costos de adquisición

Primero se cotizan los componentes mecánicos como elementos de transmisión y unión, como se muestra en la Tabla 4.2.

Tabla 4.2: lista de piezas mecánicas adquiridas

Descripción	Empresa	Precio unitario (S/.)	Cantidad	Precio total (S/.)
Engranaje de 20 mm de diámetro de agujero de 10 m	ShenZen FeiChao Technology Co.	13.9	1	13.9
Engranaje de 20 mm de diámetro de agujero de 5 m	ShenZen FeiChao Technology Co.	13.9	1	13.9
Polea de 20 mm	MotionCo	35.1	3	105.3
Cable de acero de 0.5 mm	All Marine Store E.I.R.L	60.0	1	60.0
Total de elementos mecánicos seleccionados				193.1

Los precios de compra de elementos importados incluyen los costos de envío desde el país de origen a Perú. El valor de los componentes importados es S/. 133.1, lo cual es menor al monto máximo de importación sin impuestos (\$ 200).

Por otra parte, los tornillos allen M3, M4, M5, arandelas DIN 912, arandelas ST 3, 4, 5 DIN 125-A, tuercas M3, M4, M5 y anillos de retención de 10 mm, 9 mm y 6 mm son poco costosos por lo que se estima un precio global de S/. 30, debido a que se vende al por mayor por cada tipo de elementos en paquetes de 100 unidades. En la Tabla 4.3 se muestra la lista de componentes de unión (tornillos, tuercas y otros) a adquirir.

Tabla 4.3: Lista de tornillo, tuercas, arandelas y anillos de seguridad

Descripción	Cantidad
Tornillo Allen M3 x 10	14
Tornillo Allen M3 x 20	12
Tornillo Allen M4 x 10	4
Tornillo Allen M4 x 20	4
Tornillo Allen M5 x 30	4
Tornillo Allen M5 x 50	4
Tuerca hexagonal M3	24
Tuerca hexagonal M4	8
Tuerca hexagonal M5	8
Arandela ST 3	39
Arandela ST 4	16
Arandela ST 5	16
Anillo de seguridad 6 mm	4
Anillo de seguridad 9 mm	3
Anillo de seguridad 6 mm	3

Luego, se cotizan los elementos electrónicos y de control (ver tabla 4.4)

Tabla 4.4: Lista de componentes de control y electrónicos

Descripción	Empresa	Precio unitario (S/.)	Cantidad	Precio total (S/.)
Raspberry Pi3	Creatividad Ahora	275.00	1	275.00
Pololu G2 High-Power Motor Driver 18v17	Pololu	95.84	2	191.68
Motor DC IG-42GM con encoder	Sha Yang Ye	187.14	2	374.28
Acelerómetro ADXL 335	Mercado Libre	20.00	2	40.00
Sensor de temperatura LM35	Mercado libre	5.50	2	11.00
Fuente conmutada T-60C 60W 5V 5A	Winston	32.00	1	32.00
Fuente conmutada S-100-27	Horizon	49.92	1	49.92
Total de elementos de control y electrónicos seleccionados				<b>973.88</b>

#### 4.2.2 Costos de fabricación

En la Tabla 4.5 se muestran las cotizaciones de los materiales que posteriormente se van a mecanizar, mientras que en la Tabla 4.6 se encuentran las cotizaciones del mecaniza de cada pieza.

Tabla 4.5: Lista de materiales seleccionados

Descripción	Empresa	Precio unitario (S/.)	Cantidad	Precio total (S/.)
Plancha de acero inoxidable 304	Guibal	245	1	245
Plancha de aluminio	Guibal	240	1	240
Barra de aluminio de 3/8 de pulgada	Guibal	8	1	8
Barra de acero inoxidable de 1 ¼ pulgada	Guibal	20	1	20
Barra de bronce de 5/8 pulgada	Guibal	36	1	36
Barra de Nylon	Mercado Libre	20	1	20
Total de materiales seleccionados (S/.)				<b>569</b>

Tabla 4.6: Lista de piezas a mecanizar

Descripción	Precio unitario (S/.)	Cantidad	Precio total (S/.)
Barra para pronosup	70	2	140
Bocina	30	4	120
Eje auxiliar	50	1	50
Eje de flexo/exten	105	1	105
Eje de polea	50	2	100
Pin de carril	30	4	120
Plancha pronosup	60	1	60
Riel circular	400	1	400
Soporte pines/riel	120	2	240
Soporte riel	120	2	240
Soporte de barras de pronosup	60	4	240
Soporte de barras	85	2	170
Soporte de carril	85	2	170
Plancha pronosup	90	1	90
Soporte de motor	85	1	85
Soporte del motor flexo/exten	65	1	65
Soporte en L del motor	65	1	65
Tope en L de seguridad	60	3	180
Total de mecanizado sin IGV (S/.)			2640
Total de mecanizado con IGV (S/.)			3116

### 4.2.3 Costo total

Se estima acorde a las cotizaciones que se han hecho que la fabricación y adquisición de componente es de S/. 4881.98 para cubrir imprevistos por ser el primer prototipo el costo puede aumentar entre 10 % a 30 %. Esto incrementa el valor entre S/. 5370.19 a S/. 6346.57. El ensamblaje se realizará en el laboratorio por lo que su costo es nulo, los planos de piezas de fabricación representan S/. 50; las piezas al ser

pequeñas se movilizarán por transporte público, salvo que la cantidad de piezas dificulte ello se empleara un taxi, los gastos de transporte se estiman en al menos S/.50. Por ello, el costo final del proyecto se estima entre S/. 5470.19 a S/. 6446.57.



## OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES

- La presente tesis solo abarca el diseño del exoesqueleto que es parte de un proyecto de rehabilitación. Otro trabajo del proyecto es el diseño de un soporte para instalar el mecanismo, que permita desplazarlo libremente y colocarlo al paciente de manera que no se sienta invadido por la máquina. Esa parte fue desarrollada por un colega del proyecto; al cual se brindó la información de dimensiones, pesos y cargas que ejecutaría el exoesqueleto.
- El diseño se coloca de una forma simple desde la parte de atrás del paciente para ambos miembros superiores para evitar que el paciente se sienta invadido por la máquina, debido a que alterar al paciente generaría ondas neuronales distintas a las que se quieren captar, lo cual afectaría su rendimiento en la terapia de rehabilitación.
- El presente trabajo se realizó con las medidas antropométricas peruanas para crear un diseño para el adulto peruano que se pueda adaptar a diferentes tamaños de miembro superior.
- El mecanismo está diseñado para recibir señales digitales de un sistema por lo que podría adaptarse a otros sistemas distintos al interfaz cerebro computadora como por ejemplo señales mioeléctricas.
- Al emplear un Raspberry Pi3 se puede configurar cada pin acorde a los requerimientos del paciente, pero se debe instalar el sistema operativo y configurarlo. Lo que requiere un desarrollo computacional previo para su uso.
- El sistema de control emplea un PID que ha sido determinado con las herramientas del Matlab, y cuyas simulaciones satisfacen los requerimientos de funcionamiento. Sin embargo, se podrían usar técnicas de control más avanzadas como control difuso o adaptativo para obtener un modelo de control con mejores prestaciones.

- El sistema es alimentado por corriente alterna que se proviene de una fuente de alimentación ininterrumpida (UPS), lo que garantiza que el sistema reciba una corriente filtrada libre picos u otras anomalías que puedan alterar el sistema.
- Se puede simplificar el sistema electrónico a un microcontrolador con los componentes necesarios a fin de crear un sistema más compacto.
- En el diseño propuesto, la mayoría de componentes se pueden conseguir o fabricar en el mercado local, pero los actuadores y elementos de transmisión de potencia que satisfagan los requerimientos son escasos debido a las limitaciones geométricas del diseño. Por ello, se requiere importar actuadores compactos con alto torque y elementos de transmisión de potencia que soporten esas cargas.





## CONCLUSIONES

- Se logra diseñar un sistema mecatrónico compacto para la rehabilitación de miembro superior que puede ser integrado a un sistema BCI u de otro tipo; además, la fabricación y el ensamblaje se pueden realizar en un taller local.
- Siguiendo la norma alemana de diseño mecatrónico VDI2206 se pudo dividir el mecanismo en 3 sistemas para analizarlos por separado. De esta forma, se obtuvo un diseño mecánico compacto para el paciente con un controlador simplificado que satisfaga los requerimientos del exoesqueleto y con sistema electrónico creado acorde a los parámetros mecánicos y de control.
- La velocidad de respuesta es del orden de los milisegundos; lo cual es imperceptible para el paciente; ya que, la reacción del estímulo de un paciente sano es de 0.2 segundos, esto permite que la terapia sea lo más continua posible.
- El movimiento de prono/supinación requiere un diseño elaborado debido a que se debe rotar el antebrazo sobre su propio eje en contraste la flexo/extensión que se requiere girar el antebrazo respecto al eje del codo. En este diseño el giro sobre el eje del antebrazo se ha logrado empleando un riel circular para girar el antebrazo, mientras que el movimiento de flexo/extensión se ha conseguido mediante un “brazo de palanca” con el eje de giro centrado con el eje del codo.
- El costo del proyecto se estima en el rango de S/. 5400 a S/ 6500, esto incluye los componentes comparados, fabricados, imprevistos durante el desarrollo, planos y movilidad. El costo del ensamblaje es nulo porque se cuenta con un ambiente para trabajar. Pero si se realizara en un taller incrementaría el costo entre S/. 300 a S/. 500.

## BIBLIOGRAFÍA

- [Arias, 2009]  
 ARIAS, Ángel, Rehabilitación del ACV: evaluación, pronóstico y tratamiento. Clínica Galicia. Vol. 70 n. 3, pp. 25-40.
- [Fang, 2016]  
 FANG, Xiao-Ke et al. Adaptive Velocity Field Control of Upper-limb Rehabilitation. IEEE. 28th Chinese Control and Decision Conference.
- [Guan, 2014]  
 GUAN, CUNTAI et al. Brain Computer Interface for Stroke Rehabilitation. IEEE lifesciences. Agosto de 2014. Consultado: 21 de Agosto de 2016 .<<http://lifesciences.ieee.org/publications/newsletter/august-2014/593brain-computer-interface-for-stroke-rehabilitation>>
- [Kantor, 2015]  
 KANTOR, Daniel. Kantor Neurology, MedlinePlus. Web: 07 de Julio de 2015. Consultado: 19 de Agosto de 2016. <https://medlineplus.gov/ency/article/000726.htm>
- [Marin, 2011]  
 MARIN, Juan Red Menni de daño cerebral, Hermanas Hospitalarias. 06 de Junio de 2011. Consultado: 25 de Agosto de 2016. <<http://dañocerebral.es/por-que-la-recuperacion-del-brazo-tras-un-ictus-es-inferior-a-la-de-la-pierna-el-doctor-marin-lo-explica/>>
- [Nef, 2007]  
 NEF, Tobias et al. ARMin Exoskeleton for Arm Therapy in Stroke Patients. IEEE, 10th International Conference on Rehabilitation Robotics. Noordwijk, Holanda.
- [Rodríguez, 2014]  
 RODRÍGUEZ, Germán. El accidente cerebrovascular en el Perú: una enfermedad prevalente olvidada y desatendida. Revista Peruana de Medicina Experimental y Salud Publica. Vol. 31 n 2. Lima, Perú. 2014
- [Saravanan, 2016]  
 SARAVANAN, A et al. A Method to Control Bionic Arm Using Galvanic Skin. IEEE, 8<sup>th</sup> International Conference on Communication Systems & Networks. Bangalore, India
- [Winter, 2009]  
 WINTER, David. Biomechanics and motor control of human movement, John Wiley & Sons, fourth edition, Waterloo, Canada.
- [Wolpaw, 2000]  
 WOLPAW, Jonathan et al, Brain-Computer Interface Technology: A Review of the First International Meeting. IEEE TRANSACTIONS ON REHABILITATION ENGINEERING, Vol. 8, n. 2, pp. 164-173
- [Pérez-Tejero, 2011]  
 PÉREZ-TEJERO, J et al, Estudio del Tiempo de Reacción ante Estímulos Sonoros y Visuales. Motricidad. European Journal of Human Movement, Vol. 27, pp. 149-162

## ANEXOS

1. Anexo A: Alternativas de solución
2. Anexo B: Cálculos mecánicos
3. Anexo C: Hoja de componentes electrónicos
4. Anexo D: Cotizaciones

