

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



PUCP

**DISEÑO DE UN ROBOT PARALELO PARA LA REHABILITACIÓN
DE LAS EXTREMIDADES SUPERIORES EN PACIENTES QUE HAN
SUFRIDO DERRAMES CEREBRALES**

Tesis para obtener el título profesional de Ingeniero Mecatrónico

AUTOR:

HENNIO REYNER LOZA SILVA

ASESOR:

M.Eng Jhon Manuel Portella Delgado

Lima, enero, 2021

Resumen

El siguiente trabajo se presenta el diseño mecánico, electrónico y de control de una maquina para la rehabilitación de las extremidades superiores en pacientes que han sufrido derrames cerebrales.

Para la realización del objetivo general , se tuvo que definir la exigencias que debe cumplir el sistema, realizar un estudio del arte actual para reconocer el estado de la tecnología relacionada con robots de rehabilitación.

Para el diseño se consideró un mecanismo paralelo de 5 barras y dos grados de libertad. A partir de ello se desarrolló la estructura mecánica, luego se seleccionó todos los componentes electrónicos y finalmente, se aplicó un algoritmo de control no lineal llamado Sliding Mode para el control de la trayectoria.

Índice de figuras

1.1. Representacion de un derrame cerebral	13
1.2. Rehabilitación Física Clásica	14
2.1. Principales partes de los robots manipuladores	16
2.2. Dos robot paralelos planos	17
2.3. Primera robot paralelo industrial.	18
2.4. Distribución de las medidas antropométricas.	19
3.1. MIT-MANUS.	23
3.2. MIME, dispositivo robótico de rehabilitación: a) modo unilateral, y b) modo bilateral	24
3.3. Sistema GENTLE	25
4.1. Estructura de funciones del sistema. Fuente: Elaboración propia	29
4.2. Mecanismo de 5 barras.	34
4.3. Área de trabajo de un robot delta (3 grados de libertad).	34
4.4. Solucion integrada 1	35

4.5. Solución integrada 2	35
4.6. Actuadores (Motores DC).	35
4.7. Solución integrada 3.	36
4.8. Esquema que representa el módulo que comprende 6 poleas y 2 fajas. Los puntos P' y P se mueven verticalmente con la misma velocidad. . . .	36
4.9. Esquema cinemático.	37
4.10. Union prismática.	37
4.11. Soporte para posicionar el brazo.	42
4.12. Estructura principal del sistema.	43
5.1. Fuerza muscular del brazo (5 percentil).	46
5.2. Mecanismo de 5 barras.	47
5.3. Los cuatro modelos de la cinemática inversa: (a) modelo " + - "; (b) modelo " - + "; (c) modelo " - - "; (d) modelo " + + ".	49
5.4. Configuración del <i>end - effector</i> hacia arriba (izquierda); hacia abajo (derecha)	49
5.5. Espacio de trabajo teórico	50
5.6. (a) El primer eslabón está totalmente extendido; (b) el primer eslabón está totalmente doblado; (c) el segundo eslabón está totalmente extendido y (d) el segundo eslabón está totalmente doblado.	51
5.7. BP_1 y PB_2 son colineales.	51
5.8. Cuando B_1 y B_2 coinciden (izquierda). Cuando se elimina la distancia entre las bases (derecha).	52

5.9. Medidas del espacio de trabajo (área de trazos). Se obtuvo a partir de dos círculos de radios 700 mm que parten de dos bases separadas 12. . .	52
5.10. Movimiento de rotación del hombro.	53
5.11. Medidas de la extremidad.	54
5.12. Mecanismo de 5 barras en la posición extendida.	55
5.13. Acople hembra (izquierda). Acople macho(derecha).	55
5.14. Representación de la unión de los acoples y de la posición de los rodamientos con los anillos de retención (<i>seeger</i>).	56
5.15. Ultimo acople para la unión con el soporte para el brazo.	56
5.16. Acople(Cubo) para eje.	57
5.17. Elementos presentes: estructura (mesa), soporte de brida.	58
5.18. Sección de la estructura donde se observa los siguientes elementos: los ejes, los soporte de brida para el motor, la estructura (mesa), los rodamientos, anillos (<i>seeger</i>), acoples eje-cubo, acoples flexibles, reductores y motores.	58
5.19. Diseño final.	59
5.20. Esquema de fuerzas.	60
5.21. Diagrama de fuerzas del eje.	60
5.22. Diagrama de cuerpo libre.	61
5.23. DFC (Diagrama de fuerza cortante), DMF (Diagrama de momento flector), DMT (Diagrama de momento de torsor y DFN (Diagrama de fuerza normal).	61
5.24. Esfuerzo alternante puro.	62

5.25. Factores efectivos de concentración de esfuerzos para rebajes de ejes. Izquierda: Flexión. Derecha: Torsión	64
5.26. Factores de concentración para unión eje-cubo (DIN 6885).	66
5.27. DFC (Diagrama de fuerza cortante), DMF (Diagrama de momento flector), DMT (Diagrama de momento de torsor y DFN (Diagrama de fuerza normal).	67
5.28. Dimensiones del perfil.	68
5.29. Rodamiento rígido de bolas sellado en ambos lados.	70
5.30. Ubicación del rodamiento y del eje en la estructura.	70
5.31. Ubicación de los segundos rodamientos en los ejes.	72
5.32. Ubicación del rodamiento en el acople de la unión de los brazos.	72
5.33. Chavetas DIN 6885.	73
5.34. Acople doble disco.	74
5.35. Maxon Motor (izquierda). Reductor (derecha)	75
5.36. Fuente Maxon Motor [40]	75
5.37. Driver de motor.	76
5.38. Diagrama de la arquitectura de control.	77
5.39. Microcontrolador tiva.	78
5.40. Distribución de pines del Tiva EK-TMC123GXL.	79
5.41. Fuente conmutada Mean Well LRS-350 series.	79
5.42. Regulador de voltaje tipo Step-Down, D24V25F5.	80

5.43. Encoder HEDS-5540.	80
6.1. Mecanismo de 5 barras.	81
6.2. Sistema retroalimentado sin controlador.	87
6.3. Sistema con Sliding Mode.	88
6.4. Izquierda, sin controlador. Derecha, con controlador.	89
6.5. Izquierda, sin controlador. Derecha, con controlador.	89
6.6. Perturbación y Sliding Mode.	90
6.7. Perturbación sin controlador.	91
A.1. Motores, encoders y reductores.	96
A.2. Rodamiento.	97
A.3. Rodamiento.	97
A.4. Regulador 5V Pololu.	98
A.5. Microcontrolador.	98
A.6. Driver de motor.	98
A.7. Pantalla LCD.	99
A.8. Fuente de poder AC/DC.	99
A.9. Sensor de rotación (potenciómetro).	99

Índice de cuadros

4.1. Lista de exigencia	28
4.2. Matriz morfológica dominio mecánico.	30
4.3. Matriz morfológica dominio electrónico.	31
4.4. Evaluación del dominio mecánico.	32
4.5. Evaluación del dominio electrónico.	33
4.6. Evaluación de los conceptos de solución integrados.	38
4.7. Valor técnico de los conceptos solución	39
4.8. Valor técnico de los conceptos solución	40
4.9. Diagrama de evaluación según VDI 2221.	41
5.1. Conexiones del driver de motor.	76
5.2. Especificaciones principales del Tiva EK-TMC123GXL.	78
7.1. Estimación de costos de componentes electrónicos.	92
7.2. Estimación de costos mecánicos.	93
7.3. Estimación de costos de diseño.	93

7.4. Estimación del costo total 93



Índice general

1. Introducción	12
1.1. Antecedentes	12
1.1.1. Entrenamiento Pasivo	13
1.1.2. Definición del Problema	14
1.2. Objetivo	15
2. Marco Teórico	16
2.1. Robots paralelos	16
2.2. Mecanismos Paralelos	17
2.3. Antropometría	18
2.4. Neuroplasticidad	20
3. Estado del Arte	22
3.1. MIT-Manus: Robot Terapeuta con pantalla de simulación	22
3.2. MIME	24
3.3. GENTLE	25

4. Diseño conceptual	27
4.1. Requerimientos del Sistema	27
4.1.1. Diagrama de funciones	28
4.1.2. Matriz Morfológica	30
4.2. Concepto solución óptimo de cada dominio	32
4.2.1. Concepto solución dominio mecánico	32
4.2.2. Concepto solución dominio electrónico	33
4.2.3. Conceptos de solución integrados	34
4.3. Evaluación de conceptos solución integrados	38
4.4. Evaluación técnico-económico con pesos	39
4.5. Diagrama de evaluación según VDI 2221	41
4.6. Concepto solución final	42
5. Diseño del Sistema Mecánico y Electrónico	44
5.1. Diseño Mecánico	44
5.1.1. Datos previos	44
5.1.2. Análisis cinemático	46
5.1.3. Diseño	55
5.1.4. Diseño de Ejes	59
5.1.5. Diseño perfil para los brazos del robot	68
5.1.6. Selección de rodamientos	69

5.1.7. Cálculo de la unión chaveta cubo	73
5.1.8. Acoples	74
5.2. Diseño Sistema electrónico	74
5.2.1. Actuadores y elementos de transmisión	74
5.2.2. Arquitectura de Control	75
5.2.3. Componentes electrónicos	76
6. Algoritmo de control	81
6.0.1. Modelo dinámico	81
6.0.2. Diseño del controlador - Sliding Mode	84
6.0.3. Simulación Simulink	86
7. Estimación de costos	92
7.0.1. Componentes electrónicos	92
7.0.2. Componentes Mecánicos	93
7.0.3. Diseño del sistema	93
7.0.4. Costo total	93
8. Conclusiones y recomendaciones	94
A. Anexos	96
A.1. Cotizaciones	96

1 | Introducción

1.1. Antecedentes

Un accidente cerebro vascular (ACV), también llamado derrame cerebral ocurre cuando el suministro de sangre hacia el cerebro u otras partes del sistema nervioso central es interrumpido. Un ejemplo es la **figura 1.1** donde se muestra el bloqueo de un vaso sanguíneo. Como consecuencia, la parte afectada deja de cumplir sus funciones. Esto puede llevar a una discapacidad motora total del cuerpo, incluso la muerte. De acuerdo a las estadísticas, en el último semestre del año 2016, en el Perú, se registró 200 casos de derrame cerebral por diagnósticos en emergencia que corresponde al 9% de las personas atendidas durante ese periodo¹. En Estados Unidos, alrededor de 800,000 personas (aproximadamente 2% de la población estadounidense) tienen derrames cada año² y 130,000 fallecen. Estos números aumentan hacia 2 000,000 de ciudadanos chinos que han sufrido un derrame cerebral. año³.

La mayoría de los pacientes experimentan discapacidad a largo plazo aunque, después de algún tratamiento médico, las señales del cerebro se vuelven a estabilizar,

¹Instituto Nacional de Ciencias Neurológicas. *Estadísticas de Morbilidad*. 2016. URL: <http://www.incn.gob.pe/images/ESTADISTICAS/06/20MORBIMORTALIDAD/202016.pdf>. Fecha de Consulta : Agosto 2016.

²American Heart Association. *Heart Disease and Stroke Statistics*. 2013. URL: <http://www.circ.ahajournals.org/content/127/>. Fecha de Consulta : Agosto 2016.

³Sohu.com. *Two Million People Suffer Stroke Every Year in China*. 2012. URL: <http://www.health.sohu.com/20120816/n350816585>. Fecha de Consulta : Agosto 2016.

pero la lesión es irreparable. Parte de la movilidad puede ser recuperada si el paciente sigue recibiendo algún tratamiento de rehabilitación, ya sea activa o pasiva (**figura 1.2**), en base a la teoría de plasticidad del cerebro o también llamada neuroplasticidad. El cual se basa en la capacidad del sistema nervioso para cambiar su estructura y funcionamiento a lo largo de su vida como reacción a la diversidad del entorno [4].

Estudios indican que entrenamientos repetitivos del movimiento de las extremidades superiores es efectivo para la rehabilitación tras un derrame cerebral [5].

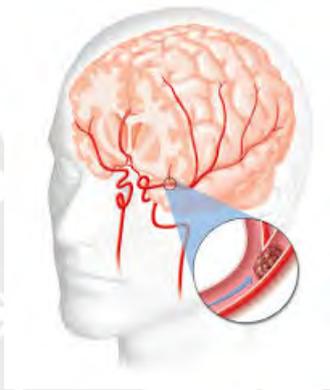


Figura 1.1: *Representación de un derrame cerebral.*

Fuente: UTHHealth [6]

1.1.1. Entrenamiento Pasivo

El entrenamiento pasivo consiste en el movimiento del cuerpo sin esfuerzo por parte del paciente el cual no realiza un gasto de energía para realizarlo [7]. En cambio, lo brinda la asistencia física (figura 1.2) de un terapeuta o, a través, de un robot. Ambos se encargarían de guiar a la extremidad por una trayectoria definida y, con repeticiones constantes, lograr la rehabilitación de la extremidad basándose en la teoría de plasticidad del cerebro.



Figura 1.2: *Rehabilitación Física Clásica.*

Fuente: North Mississippi Medical Center [8]

1.1.2. Definición del Problema

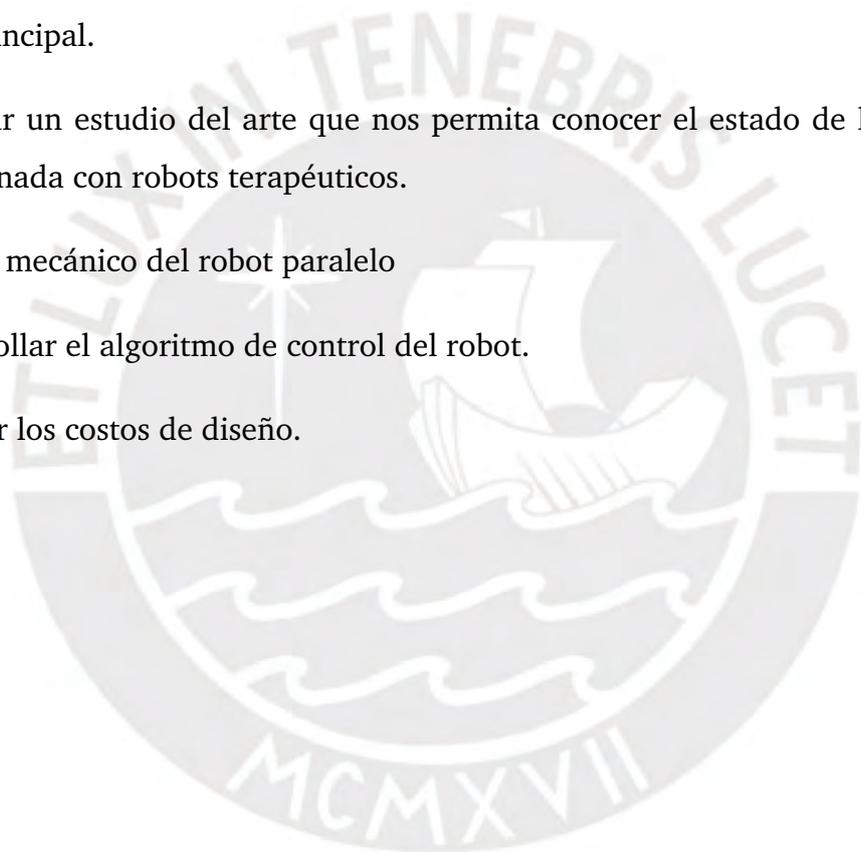
Por lo tanto, el objetivo de la rehabilitación es inducir al cerebro y a la columna vertebral, plasticidad, y, para lograr este objetivo, se necesita terapias pasivas intensivas de larga duración y de varias repeticiones. Sin embargo, las rehabilitaciones clásicas donde interviene un personal especializado tiene sus limitaciones. Primero, la rehabilitación clásica es una labor intensiva, a su vez, costosa, por lo que la duración de las sesiones son muy cortas comparadas a las necesarias, y este problema es básicamente uno de las principales factores que impiden una rehabilitación terapéutica óptima. Por otro lado, la consistencia de las de las sesiones depende de la performance del terapeuta.

Entonces, el objetivo principal de robot es asistir al paciente para completar tareas de movimiento a lo largo de trayectorias deseadas, para ello se propone aplicar un modo de entrenamiento pasivo el cual significa que el paciente es guiado por el robot que podrá brindar una rehabilitación de intensidad constante y de gran performance.

1.2. Objetivo

El objetivo principal de la tesis consiste en el diseño de un robot paralelo terapéutico de rehabilitación pasiva para las extremidades superiores utilizando un mecanismo paralelo de dos grados de libertad. A continuación, se presentarán los objetivos específicos que permitirán alcanzar el objetivo principal del presente trabajo.

- Definir las exigencias específicas que debe cumplir el sistema para lograr el objetivo principal.
- Realizar un estudio del arte que nos permita conocer el estado de la tecnología relacionada con robots terapéuticos.
- Diseño mecánico del robot paralelo
- Desarrollar el algoritmo de control del robot.
- Estimar los costos de diseño.



2 | Marco Teórico

En este capítulo se presentará las consideraciones teóricas en la que se sustenta este proyecto. Empezaremos, describiendo que son los robots paralelos. A continuación, qué diferentes mecanismos acompañan a este tipo de robots. De ahí, la antropometría, el cual nos brindará las medidas del cuerpo humano a tener en cuenta para el diseño y , finalmente, se describirá la neuroplasticidad, una propiedad del cerebro que, conjunto a una terapia asistida por robot, se espera obtener un método efectivo para la rehabilitación.

2.1. Robots paralelos

En la actualidad, tenemos dos tipos de robots manipuladores: paralelo y seriales. Un robot serial es un robot conectado por varios cuerpos llamados eslabones y estos se conectan a través de uniones actuadas que pueden ser prismáticas o de revolución.

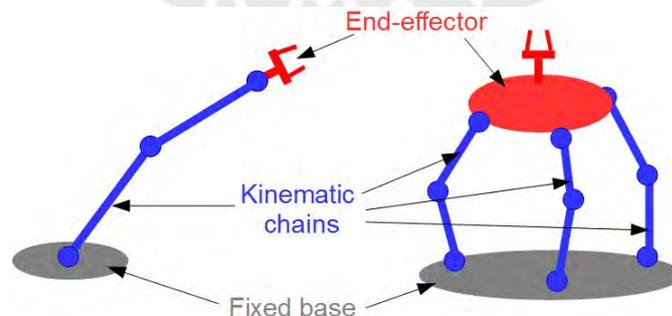


Figura 2.1: Principales partes de los robots manipuladores.

Fuente: Universidad Miguel Hernández de Elche [9]

A un extremo de la cadena de eslabones se encuentra la *base* mientras que al otro extremo se encuentra el *actuador final*. Por otro lado, en un robot paralelo el *actuador final* esta conectado a la base mediante varias cadenas de eslabones conectadas [10]. La figura 2.1 muestra sus estructuras, mientras que la figura 2.2 muestra dos robots paralelos planos.

Los robots paralelos tienen ventajas sobre su contra-parte por las siguientes razones [11]:

- El numero de actuadores es mínimo. Y se encuentran cerca a la base.
- El numero de sensores para un control cerrado del mecanismo es mínimo.
- Mayor precisión.
- Menor inercia de las partes móviles.
- Como la carga es compartida por varias cadenas cinemáticas da como resultado una alta relación carga útil-peso y rigidez.

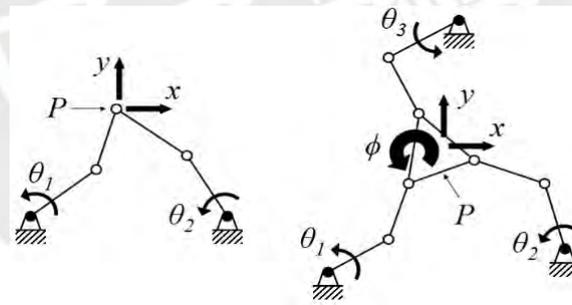


Figura 2.2: Dos robot paralelos planos.

Fuente: Universidad Miguel Hernández de Elche [12]

2.2. Mecanismos Paralelos

Los mecanismos paralelos han estado siendo estudiados por alrededor de 64 años, desde que el primer robot paralelo industrial fue patentado en el año 1942 con el

fin de usarlo como un sistema de pintado, como se muestra en la figura 2.3. El sistema se desarrollaba en dos partes, una de control y otra mecánica.

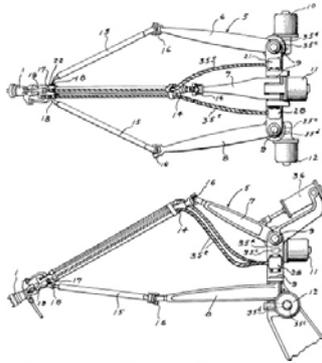


Figura 2.3: Primera robot paralelo industrial.

Fuente: ParalleMIC [13]

Este último invento consistía en un sistema de 5 grados de libertad , estos grados eran dados por 3 brazos fijados en la base y eran actuados por 3 motores. Dos brazos distantes están conectados con el tercero mediante uniones esféricas, mientras que el tercer brazo está unido con el cabezal mediante una unión universal. De esta forma, la posición del cabezal es controlada por los 3 eslabones.

2.3. Antropometría

La antropometría es un método que nos permite determinar las proporciones del cuerpo humano, mediante ello se permite determinar sus medidas. En sus inicios, muchos pioneros de la criminología usaban estos conocimientos para identificar a los asesinos basándose en las longitudes de las manos y las dimensiones faciales [14]. Durante la Segunda Guerra Mundial los nazis la usaban para clasificar a sus víctimas [15]. Hoy en día esta rama de la ciencia, nos permite categorizar y comparar las mediciones en base a genero y edad.

Ahora, estas medidas nos será de mucha importancia para el diseño del sistema, ya que nos va a permitir tener las medidas adecuadas para el dimensionamiento de los eslabones. Más adelante se va a especificar las mediciones para una población pro-

medio usando el percentil 95 de la base de datos de los ciudadanos americanos [16]. En la **figura 2.4** se muestra como las medidas antropométricas son distribuidas.

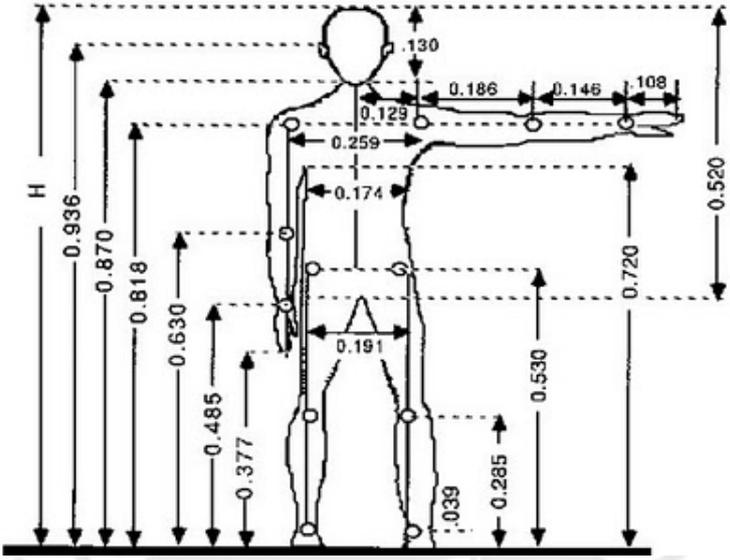
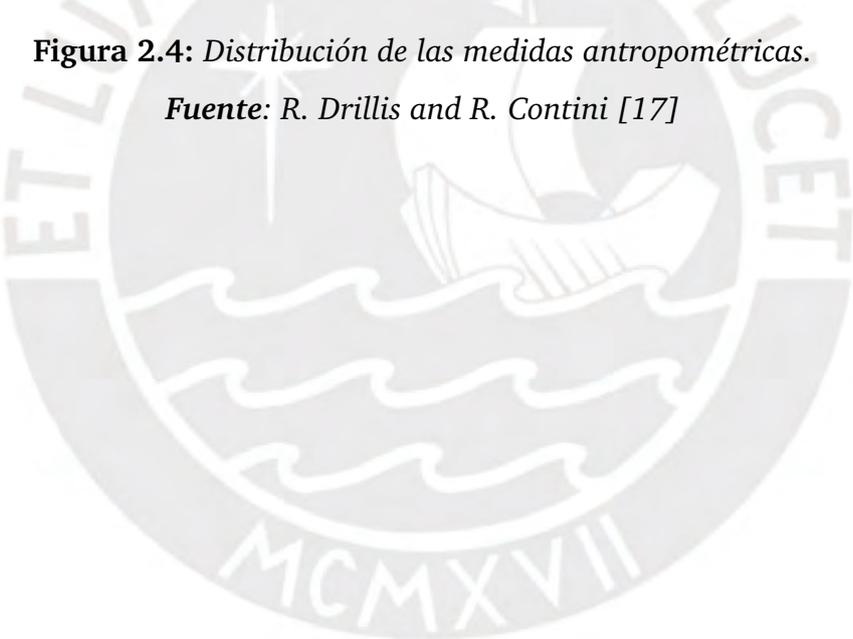


Figura 2.4: Distribución de las medidas antropométricas.

Fuente: R. Drillis and R. Contini [17]



2.4. Neuroplasticidad

Se sabe que los derrames cerebrales son divididos en dos categorías: isquémica y por hemorragias. El más común es el primero, responsable del 80 % a 85 % de los casos y que es causado por una perturbación del flujo de sangre [18]. Esto provocará que menos oxígeno llegue al cerebro, por consiguiente el cerebro sufrirá necrosis del tejido cerebral y una disfunción de la área afectada. El segundo tipo es ocasionado por una hemorragia en el cerebro, esto representa alrededor del 15 % de los casos [18]. Se presenta por la acumulación de sangre, ya sea en el dentro del cerebro o entre el cráneo y el cerebro. El incremento de la presión cerebral daña los vasos cerebrales, eventualmente esto llevará a una rotura. Finalmente, la hemorragia interna destruye y mueve el tejido cerebral conduciendo a una disfunción.

Un gran número de disfunciones neurológicas están asociadas con un derrame cerebral. El más común de todos es de la discapacidad motora. Usualmente, las extremidades superiores son afectadas dando lugar a problemas significativos en las habilidades motores finas y gruesas¹. Tres meses después de un derrame, solamente el 20 % a 56 % de los supervivientes recuperan el completo control de estas extremidades.[20].

A pesar que la regeneración del tejido cerebral no ocurra después del derrame, se puede realizar una rehabilitación a largo plazo. El descubrimiento de factores para el crecimiento nervioso [21] y la demostración de que la neurogenesis² puede ocurrir incluso en cerebro adulto [23] indica que tratamientos externos que simula la neurogenesis puede mejorar la recuperación después de un derrame cerebral. Es así que, el proceso por el cual el sistema nervioso se repara a sí mismo se llama neuroplasticidad

¹Las habilidades motores finas son los pequeños movimientos que se producen en las manos, muñeca ,dedos de la mano y el pie, en los ojos y que se utilizan en actividades de la vida cotidiana como agarrar y sostener algún objeto . Por otro lado, las actividades motoras gruesas son aquellas que implican el movimiento de las piernas, de los brazos, los pies y del cuerpo entero, en general.[19]

²Este término se define como el regeneramiento y crecimiento de nuevas neuronas, se dice que en los bebes, la tasa es muy alta; por otro lado, existen estudios que de muestran que en los adultos también se consigue, pero en una tasa menor [22].

[24]. Es una propiedad intrínseca del cerebro humano por el cual se adapta fácilmente a ambientes cambiantes, cambios psicológicos y experiencias. Por esta razón, nuevas conexiones nerviosas se van creando y ramificando a lo largo del cerebro, entonces, en base a este mecanismo, la actividad relacionada con un movimiento específico del cuerpo se desplaza de la zona dañada. Sin embargo, el mecanismo detrás de la habilidad del cerebro para reorganizarse y adaptarse a los cambios y sobrellevar el trastorno aún no es totalmente entendida. Finalmente, la terapia asistida por robot es la hipótesis de rehabilitamiento basado en la neuroplasticidad, a pesar que no se determine el mecanismo exacto.



3 | Estado del Arte

Para entender mejor las características de los robots terapéuticos, se realizó una investigación de los últimos desarrollos tecnológicos orientados a solucionar este problema.

Existen varios estudios realizados sobre la robots para la rehabilitación de personas que han sufrido un derrame cerebral desde hace muchos años atrás. Desde el año 1991 estudios preliminares aceptan el uso de robots terapéuticos en la mejoría de los pacientes [25] . A medida que pasaron las décadas los estudios se han intensificado y han surgido nuevos sistemas de rehabilitación para diferentes partes del cuerpo. La literatura muestra que muchos robots asistidos han sido diseñados para brindar terapia a las extremidades superiores. Sin embargo, solo algunos han sido puesto en prueba en situaciones clínicas.

En este apartado , se expondrá las características de estos últimos equipos que han tenido éxito en el mercado clínico.

3.1. MIT-Manus: Robot Terapeuta con pantalla de simulación

El robot del Instituto de Tecnología (MIT) ha tenido una gran aceptación comercial. Este sistema se basa en un mecanismo paralelo con una base y con 5 eslabones unidos al ultimo actuador. Esta configuración genera un movimiento plano de dos gra-

dos de libertad. El antebrazo del usuario es apoyada en un soporte y es ajustado, luego el paciente mueve el soporte sujetando la manija a lo largo del área de trabajo del mecanismo con el objetivo de generar movimiento en el hombro y en el codo. Por otro lado, una pantalla muestra las tareas que el paciente debe completar , como se muestra en la figura 3.1.



Figura 3.1: MIT-MANUS.

Fuente: SabereCiencias [26]

A lo largo de estos años, el producto ha ido mejorando; se le han ido agregando componentes modulares que permiten generar movimiento de un grado y uno de tres, este último se consigue implementado la rehabilitación para la muñeca [27]. El MIT-MANUS tiene tres modos para la interacción con el usuario: resistencia, donde el robot le da resistencia al paciente en la dirección opuesta al movimiento del brazo; activa, donde el robot magnifica la acción del usuario en la dirección que este decide moverse; y modo movimiento-asistido, donde el robot hace todo el movimiento y el brazo es movido de manera pasiva. El MIT-MANUS puede generar una resistencia variable dependiendo de la habilidad del usuario. Este sistema es portable (390 N) y aplica el control de fuerza por impedancia.

Los resultados clínicos muestran que el MIT-MANUS está siendo muy prometedor. Muchos ensayos controlados se han ido realizando y se ha ido mostrando la mejoras significativas, para los hombros y los codos, en los pacientes, desde el inicio hasta el final de la terapia robótica.

3.2. MIME

El «Mirror-Image Motion Enabler» (MIME) está basado en el principio de movimiento bilateral, donde la recuperación tras el derrame se ve afectado por las vías ipsilaterales corticoespinal. Por este motivo, se plantea la hipótesis de crear ejercicios bilaterales simétricos que pueda simular estas vías y asistir en la recuperación.

Este sistema consiste en un brazo de 6 grados de libertad, además, actuadores son los encargados de aplicar la fuerza en la dirección del movimiento. El brazo está sujeto donde al actuador final y este restringe el movimiento de la muñeca y de la mano (figura 3.2).

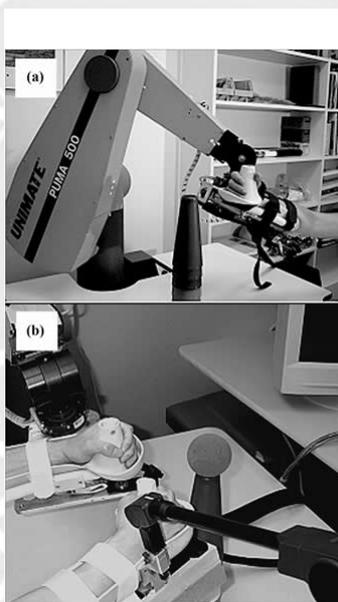


Figure 1.
Subjects performing (a) unilateral and (b) bilateral movements with Mirror Image Movement Enabler system.

Figura 3.2: *MIME, dispositivo robótico de rehabilitación: a) modo unilateral, y b) modo bilateral Fuente: Peter S. Lum et al. [28]*

El MIME tiene cuatro modos de operación: el primero modo, el pasivo, donde el robot mueve de manera suave las extremidades; el modo activo-asistido, donde el usuario inicia la acción y el robot produce las fuerzas en la misma dirección para magnificar el movimiento del paciente; el modo activo-limitado, donde el robot produce

fuerza en la dirección opuesta al movimiento del usuario, generándole una resistencia y, por último, el modo bilateral donde el brazo menos afectado es manejado por el paciente, mientras que el otro es controlado por el robot.

El dispositivo MIME ha mostrado mejoras en la discapacidad y la activación de los músculos para los sobrevivientes de un derrame. Uno estudio demuestra de manera estadística una mejora para el grupo de pacientes MIME comparada con otro que tiene la forma tradicional de hacer los tratamientos. Finalmente, meses después, se logró una mejora si se combinaba los dos modos de movimiento.

3.3. GENTLE

El GENTLE usa un robot haptico llamado «HapticMaster» con una pantalla de realidad virtual para motivar a los usuarios a completar las tareas de rehabilitación. Aparte de la pantalla, el sistema incluye una silla, apoyo para los hombros, un conexión para la muñeca, una ortesis para el codo, dos computadoras y un larga pantalla con parlantes, una mesa de ejercicio y un teclado. La mano es suspendida para superar los



Figura 3.3: *Sistema GENTLE*

Fuente: GENTLE [29]

efectos negativos de la gravedad en el brazo incapacitado y ayudar a la subluxación del

hombre. La realidad virtual simula tres ambientes: un cuarto vacío, un cuarto real con algunas formas y un cuarto mas detallado con algunos objetos (**figura 3.3**).

EL sistema empieza con un pequeño empuje a través de una ruta determinada para calcular los movimientos, esto permite una trayectoria lineal que tiene aceleración cero al inicio y al final del camino. Existen tres modos de operación: el pasivo, donde el brazo es guiado por el robot; modo de asistencia activa, cuando el usuario inicia el movimiento y el robot le asiste en la misma dirección; y el modo activo del paciente, en el que el usuario mueve el dispositivo. Si en el modo activo se desvía de la ruta predefinida, el robot crea una resistencia para restablecer la dirección del movimiento y volver al camino.



4 | Diseño conceptual

En este capítulo se detallará la primera fase del diseño del robot paralelo. Primero, se empezará con los requerimientos del sistema, las funciones que debe de realizar y, de ahí, mediante la matriz morfológica, nos permitirá obtener diferentes alternativas para cada dominio (electrónico, mecánico), con los cuales obtendremos tres diferentes conceptos de solución. Las cuales se someterán a un análisis técnico y económico para determinar cual sera la solución final.

4.1. Requerimientos del Sistema

El diseño del Robot paralelo debe tener como función principal realizar la rehabilitación pasiva de las extremidades superiores a través de un mecanismo paralelo de dos grados de libertad, el cual no debe exceder mas de (1000 mm x 1000 mm x 1000 mm). La trayectoria para la rehabilitación debe adecuarse a la articulación del usuario, es decir, a toda el alcance del brazo. El peso no debe exceder los 300N, para que sea fácil de llevar. Un sistema modular; que se pueda ensamblar. Que tenga seguridad eléctrica, para evitar cual accidente y que incluya el algoritmo de control Sliding-Mode el cual nos ayudará seguir la trayectoria predefinida.

LISTA DE EXIGENCIAS		
PROYECTO:	Diseño de un robot paralelo para la rehabilitación de extremidades superiores en pacientes que han sufrido derrames cerebrales.	Fecha: 07/09/2016
UNIVERSIDAD:	PONTIFICA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ	Revisado: Msc. Jhon Portella
Deseo o exigencia	DESCRIPCIÓN	Elaborado : Reyner Loza
E	Funcion principal: Realizar rehabilitación pasiva de las extremidades superiores a través de un mecanismo paralelo de dos grados de libertad.	
E	Geometría: No exceder más de (1000 mm x 1000 mm x 1000 mm , largo , ancho , altura).	
E	Cinemática : La trayectoria para la rehabilitación debe adecuarse a la articulación del usuario.	
E	Fuerza: El peso no tiene que exceder a 300 N.	
E	Transporte : El sistema será modular.	
E	Seguridad : El sistema contará con seguridad eléctrica.	
E	Control: Incluir algoritmo de control Sliding-Mode	
E	Plazo: El presente proyecto debe ser entregado el 30/11/2016	

Tabla 4.1: Lista de exigencia

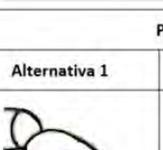
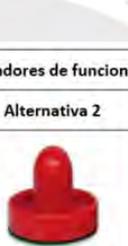
4.1.1. Diagrama de funciones

Se presentará el diagrama de funciones (Figura 4.1) con las entradas y salida de nuestro sistema para cumplir con el funcionamiento principal. En las entradas tenemos al ingreso de ajuste del tiempo de uso del dispositivo para programa el tiempo de duración de la terapia. Además, el sistema da advertencia de seguridad que indica que el equipo esta operando, de la misma manera se necesita de tener un control de parada de emergencia. Por otro lado, tenemos a los actuadores que dan movimiento al mecanismo el cual entrega movilidad a las extremidades superiores siguiendo una trayectoria que a su vez se sensa para realizar alguna corrección. Todo estas funciones son posibles, debido a que se le suministra energía al sistema.

4.1.2. Matriz Morfológica

En base al análisis de funciones, se plantea posibles soluciones para ejecutar cada función. En este caso, usaremos una matriz morfológica el cual nos da una estructura para presentar las diferentes ideas de diseño. Finalmente, se combina estas ideas para presentar diferentes soluciones para los dos dominios a analizar: dominio mecánico y electrónico. Por ejemplo, en el primer dominio, buscamos diferentes alternativas para posicionar el brazo y el mecanismo para guiar la extremidad.

4.1.2.1. Dominio Mecánico

Funciones Parciales	Portadores de funciones		
	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
1. Posicionar el brazo	 Sobre la palma de la mano	 Sujeción total de la mano	 Sujeción del codo y de la muñeca
2. Guiar extremidad	 Sistema cartesiano (dos grados de libertad)	 Mecanismo 5 barras (dos grados de libertad)	 Robot delta (Restringido a dos grados de libertad)

		
S1	S2	S3

Tabla 4.2: Matriz morfológica dominio mecánico.

Fuente: Elaboración propia

4.1.2.2. Dominio electrónico

Funciones Parciales	Portadores de funciones		
	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
1. Controlar proceso	 Tiva C	 Raspberry Pi	 Atmega
2. Actuar Mecanismo	 Motor de pasos	 Motor CD	
3. Sensar movimiento	 Encoder	 Sensor de posición magnético	 Detector de fin de carrera
4. Ajustar tiempo	 HMI	 Sensor de rotación y LCD	
5. Señalizar funcionamiento	 Led's de señalización	 Tiras de LED's	
6. Controlar parada emergencia	 Botón de emergencia	 Control por voz	 Sensor de proximidad
7. Fuente de energía	 Fuente lineal	 Fuente conmutada	

		
S1	S2	S3

Tabla 4.3: Matriz morfológica dominio electrónico.

Fuente: Elaboración propia

4.2. Concepto solución óptimo de cada dominio

4.2.1. Concepto solución dominio mecánico

N°	Criterios técnicos económicos	Soluciones			
		1	2	3	Ideal
1	Función	3	3	3	4
2	Seguridad	2	3	2	4
2	Facilidad de montaje	2	3	2	4
3	Facilidad de fabricación	2	3	2	4
5	Mantenimiento	2	3	2	4
6	Costo de tecnología	3	3	2	4
Suma total		14	18	13	24
Color de flecha					

Aspectos técnicos
Aspectos económicos

Tabla 4.4: Evaluación del dominio mecánico.

Fuente: Norma VDI 2221

Solución 2

Se usará un dispositivo en el cual el paciente sujetará una pequeña barra y dejará reposar la extremidad hasta el antebrazo. De ahí un mecanismo de 5 barras de dos grados de libertad se encargará de mover este dispositivo a lo largo del plano. La tecnología a emplear es muy conocida y sencilla de desarrollar, aunque el sistema cartesiano también lo es, su difícil mantenimiento; por tener mas partes, y la poca seguridad; por el espacio que ocupa el diseño en el área de trabajo generando un riesgo de contacto con el paciente, hacen que se descarte.

4.2.2. Concepto solución dominio electrónico

N°	Criterios técnicos económicos	Soluciones			
		1	2	3	Ideal
1	Función	3	3	3	4
2	Consumo energético	2	3	2	4
2	Seguridad	2	3	2	4
3	Facilidad de montaje	3	3	2	4
5	Mantenimiento	2	3	2	4
6	Costo de tecnología	2	3	3	4
Suma total		14	18	14	24
Color de flecha					

Aspectos técnicos
Aspectos económicos

Tabla 4.5: Evaluación del dominio electrónico.

Fuente: Norma VDI 2221

Solución 2

Se usará como plataforma de control del proceso un Tiva C el cual se encargará de controlar el mecanismo mediante motores DC, los cuales retro-alimentaran al sistema con la información necesaria mediante unos encoders. Por otro lado, se usará una pantalla LCD y un sensor de rotación que al momento de accionarlo podemos configurar el tiempo que durará la rehabilitación y este se mostrará en la pantalla. Además, se instalará unos leds que indicaran si la máquina está encendida y funcionando. Finalmente, se usará un sensor de proximidad como parada de emergencia cuando el paciente retire el brazo de sistema.

4.2.3. Conceptos de solución integrados

4.2.3.1. Solución 1

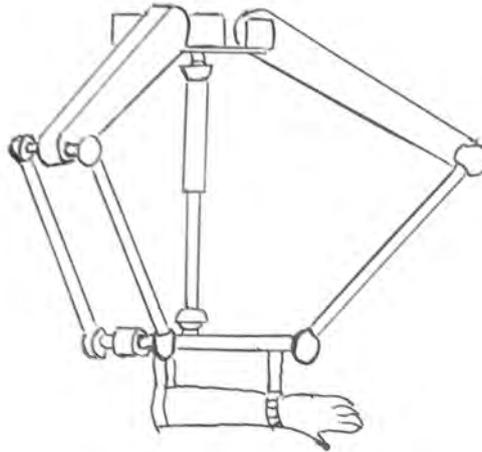


Figura 4.2: Mecanismo de 5 barras.

Fuente: Elaboración propia

La primera solución (**figura 4.2**) presenta una estructura de un robot paralelo delta de dos grados de libertad actuada por tres motores DC. La sujeción del brazo es mediante dos sujetadores de cuero las cuales se ubican en el codo y la muñeca. Al sistema se le suministra energía mediante una fuente de voltaje que se adapta a los requerimiento energéticos de los componentes a usar. Para análisis cinemático del sistema se usa un encoder

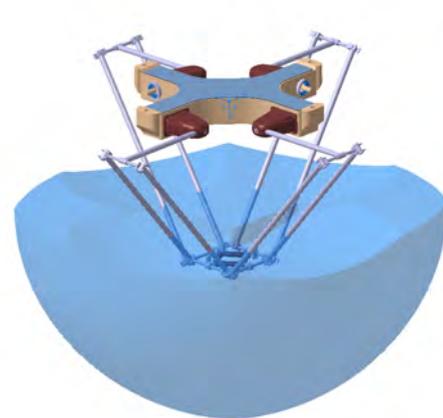


Figura 4.3: Área de trabajo de un robot delta (3 grados de libertad).

Fuente: Martínez [30]

que permite calcular las posiciones del ultimo eslabón, en otras palabras, controlar el movimiento del brazo a lo largo del plano. Esta información es procesada por el microcontrolador que mediante un algoritmo de control controla los motores. El área de trabajo de este mecanismo (**figura 4.3**) muestra el rango de movimiento que puede alcanzar este mecanismo siendo ahora de tres grados de libertad; esto demuestra que más adelante el desarrollo de la rehabilitaciones con mayor rango de movimiento para el brazo puede ser alcanzado.

4.2.3.2. Solución 2

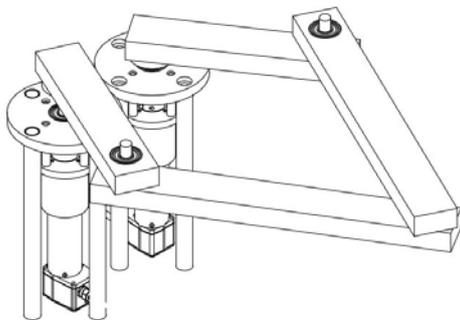


Figura 4.4: Solucion integrada 1

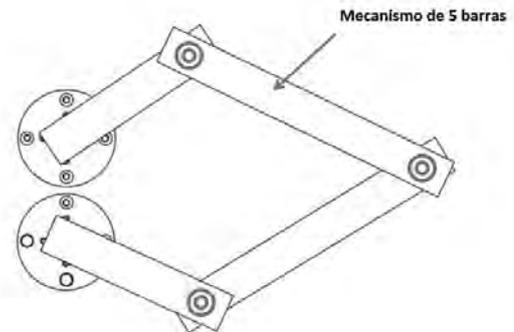


Figura 4.5: Solución integrada 2

La segunda solución (**figura 4.4**) presenta un mecanismo paralelo plano de 5 barras (**figura 4.5**) y de dos grados de libertad que es accionada por dos motores de corriente continua (**figura 4.6**). Para el lazo de control se usa un encoder que nos permite saber la posición del brazo. Este ultimo proceso sera gobernado por el microcontrolador. Por otro lado, se suministra energía a todos los componentes eléctricos mediante una fuente de voltaje conmutada.

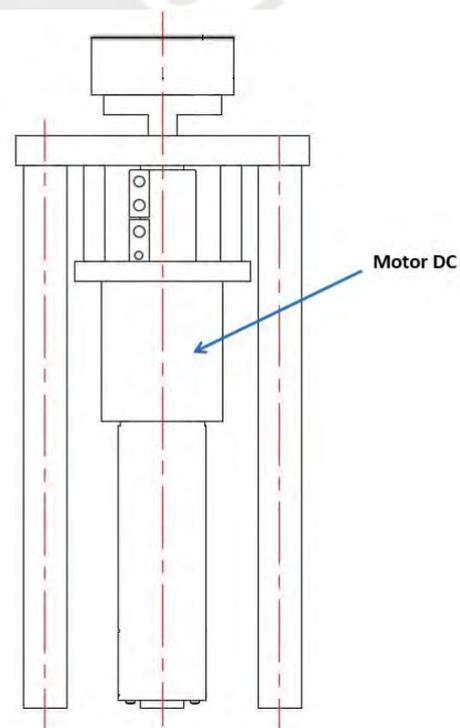


Figura 4.6: Actuadores (Motores DC).

Fuente: Elaboración propia

4.2.3.3. Solución 3

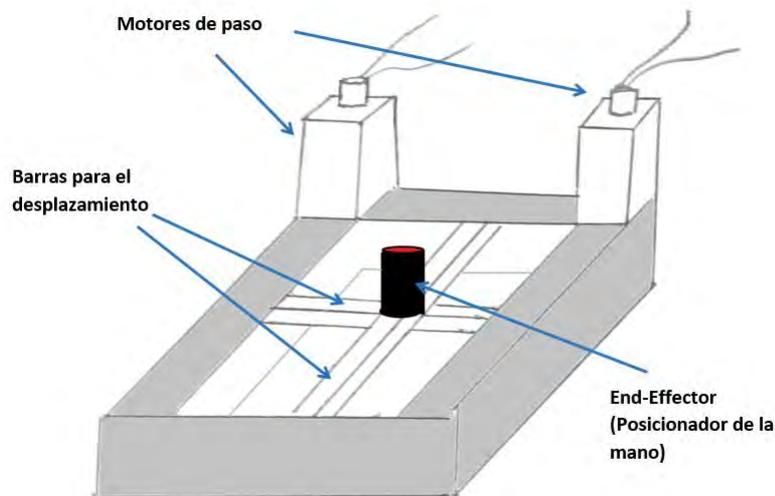
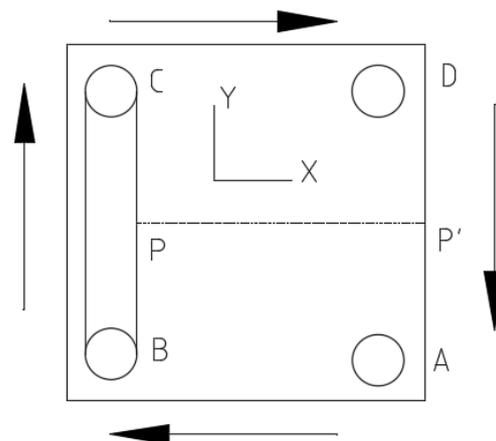


Figura 4.7: Solución integrada 3.

Fuente: Elaboración propia

La tercera solución (figura 4.8) muestra la estructura básica de un sistema cartesiano. Esta compuesta por dos módulos iguales conectados por una unión doble prismática prismática. Para el movimiento del soporte del brazo a lo largo del sistema plano, se usa 6 poleas de mismo diámetro y dos fajas.



Dos poleas están conectadas en el mismo eje, una directamente con el motor. Las dos fajas se montan de tal manera que los puntos a lo largo de AB y CD se muevan verticalmente con la misma velocidad. Una barra de transmisión es fijada a dos puntos P y P'. La barra permite el movimiento del soporte del brazo a lo largo eje-Y. Por otro, el segundo módulo es montando sobre el primero con una rotación de 90° alrededor del eje-Z. La barra conectada al segundo módulo permite el desplazamiento del soporte-brazo a lo largo del eje-X.

Figura 4.8: Esquema que representa el módulo que comprende 6 poleas y 2 fajas.

Los puntos P' y P se mueven verticalmente con la misma velocidad. Fuente: Elaboración propia

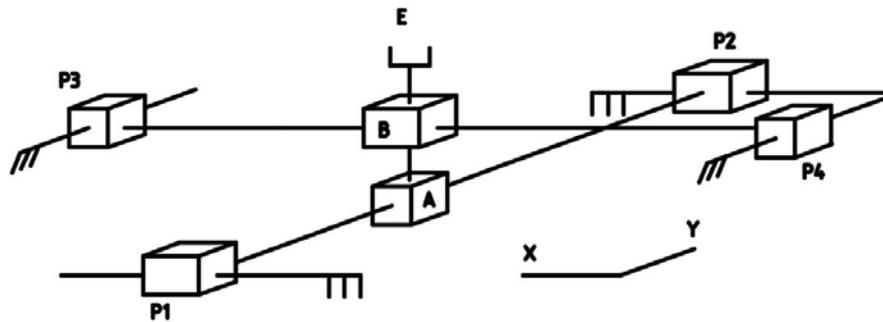


Figura 4.9: Esquema cinemático.

Fuente: Elaboración propia

El movimiento de las dos barras se transmite al soporte del brazo por una unión rígida de dos uniones prismáticas. El esquema de la cinemática se muestra en la **figura 4.9**. Las uniones prismáticas (**figura 4.10**) externas están unidas por dos barras, y la unión rígida de las uniones (A+B) es para fijar el movimiento del soporte del brazo (E). Finalmente, para el movimiento de los dos módulos se usa dos servomotores fijos a la estructura.

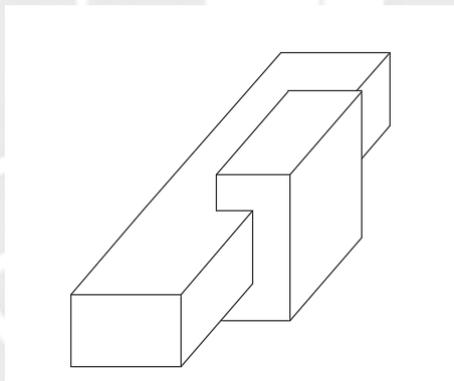


Figura 4.10: Union prismática.

Fuente: Elaboración propia

4.3. Evaluación de conceptos solución integrados

A continuación se evaluará cada uno de los conceptos soluciones integrados.

N°	Criterios técnicos económicos	Soluciones			
		1	2	3	Ideal
1	Función	3	3	3	4
2	Consumo energético	2	3	2	4
2	Seguridad	2	3	2	4
3	Facilidad de montaje	2	3	3	4
5	Mantenimiento	3	3	2	4
6	Costo de tecnología	2	3	2	4
Suma total		14	18	14	24

Aspectos técnicos
Aspectos económicos

Tabla 4.6: Evaluación de los conceptos de solución integrados.

Fuente: Norma VDI 2221

De acuerdo a los criterios y evaluaciones se concluye que el planteamiento del concepto **solución 2** es el más adecuado para considerar como base de los proyectos preliminares.

4.4. Evaluación técnico-económico con pesos

Se procederá a hacer un análisis técnico-económico de cada una de las propuestas presentadas anteriormente, para así determinar la más apropiada para la aplicación. Para ello se muestran las siguientes tablas que corresponden a las evaluaciones técnica y económica respectivamente.

EVALUACIÓN TÉCNICA DEL PROYECTO (Xi)												
Criterios de evaluación para diseños en fase de concepto												
p: Puntaje de 0 a 4 (Escala de valores VDI2225)												
0 : No satisface, 1 = Apenas aceptable, 2 = Suficiente, 3 = Bien, 4 = Excelente(Ideal)												
g: Peso ponderado en función de la importancia de los criterios de evaluación.												
Criterios de evaluación para diseños en fase de concepto												
N°	Variantes de Concepto	Solución 1 S1			Solución 2 S2			Solución 3 S3			Solución Ideal S4	
		g	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp
1	Criterios de evaluación Funcion principal	3	3	9	3	9	3	9	3	9	4	12
2	Seguridad	3	2	6	3	9	2	6	2	6	4	12
3	Facilidad de control de los grados de libertad	2	3	6	3	6	2	4	2	4	4	8
4	Transportabilidad	2	2	4	3	6	2	4	2	4	4	8
5	Facilidad de control del sistema	2	2	4	3	6	2	4	2	4	4	8
6	Facilidad de mantenimiento	2	2	4	3	6	2	4	2	4	4	8
Puntaje máximo Sp o Sgp		14	14	33	18	42	13	31	24	24	24	56
Valor técnico Xi		0.59			0.75			0.55			1	
Orden		3			1			2			1	

Tabla 4.7: Valor técnico de los conceptos solución Fuente: Norma VDI 2221

EVALUACIÓN ECONÓMICA DEL PROYECTO (Yi)												
Criterios de evaluación para diseños en fase de concepto												
p: Puntaje de 0 a 4 (Escala de valores VDI2225)												
0 : No satisface, 1 = Apenas aceptable, 2 = Suficiente, 3 = Bien, 4 = Excelente(Ideal)												
g: Peso ponderado en función de la importancia de los criterios de evaluación.												
Criterios de evaluación para diseños en fase de concepto												
N°	Criterios de evaluación	Solución 1 S1			Solución 2 S2			Solución 3 S3			Solución Ideal S4	
		p	gp	g	p	gp	g	p	gp	p	gp	
1	Sistema de transmisión de movimiento (mecanismo)	2	6	3	3	9	2	6	2	6	4	12
2	Sistema de actuación (motores)	2	4	2	2	6	2	6	2	4	4	8
3	Estructura(material)	7	19	8	8	21	6	12	6	12	12	32
Puntaje máximo Sp o Sgp		0.59			0.66			0.38				
Valor técnico Yi		3			1			2			1	
Orden												

Tabla 4.8: Valor técnico de los conceptos solución *Fuente:* Norma VDI 2221

4.5. Diagrama de evaluación según VDI 2221

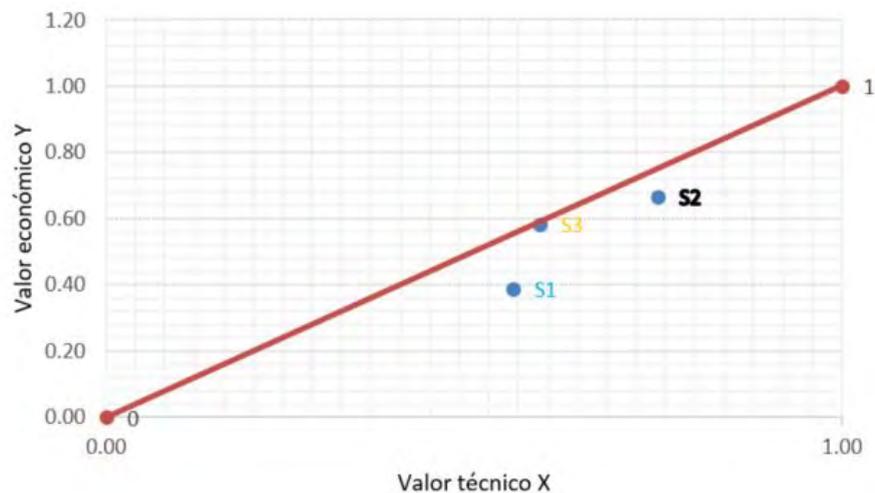


Tabla 4.9: Diagrama de evaluación según VDI 2221.

Fuente: Norma VDI 2221

Como se aprecia en la **figura 4.9**, la solución que obtuvo mayor puntuación, la que está más cerca al valor ideal, es aquella cuyas características técnicas y económicas son las más apropiadas para la aplicación, la cual en este caso es la solución 2.

4.6. Concepto solución final

Después de realizar el análisis técnico económico de todas las soluciones se obtuvo como solución ganadora, la solución número 2. Este sistema posee como principal característica un mecanismo paralelo de 5 barras de dos grados de libertad el cual brindará movimiento a la extremidad a lo largo del plano. Para ello la extremidad reposará sobre un soporte del cual se sujetará (**figura 4.11**). Este soporte se ubicará en el *actuador final* del mecanismo.

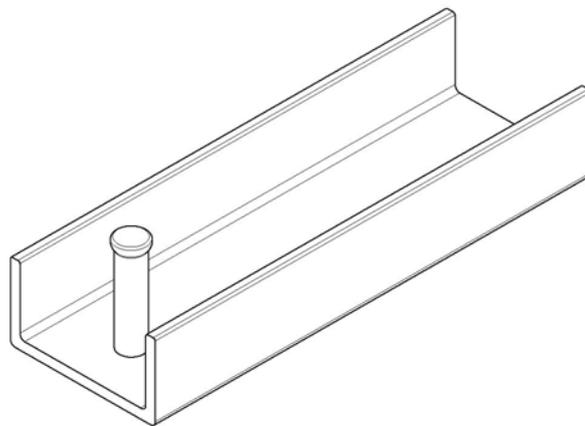


Figura 4.11: Soporte para posicionar el brazo.

Fuente: Elaboración propia

Para el desplazamiento de la extremidad se usará dos motores de corriente continua, el cual se acoplará a un eje mediante un acople flexible, a través de ellos y con la ayuda de un reductor se logra entregar la potencia requerida al todo el sistema. Por otro lado, el sistema de control (Tiva C) usará un encoder como elemento de retroalimentación de posición. Este microcontrolador se encargará de controlar los dispositivos de salida como el led de funcionamiento y la pantalla LCD; y los dispositivos de entrada como el sensor de rotación para ajustar la duración de la terapia.

En la siguiente **figura 5.21** se muestra el diseño preliminar de la estructura principal del sistema.

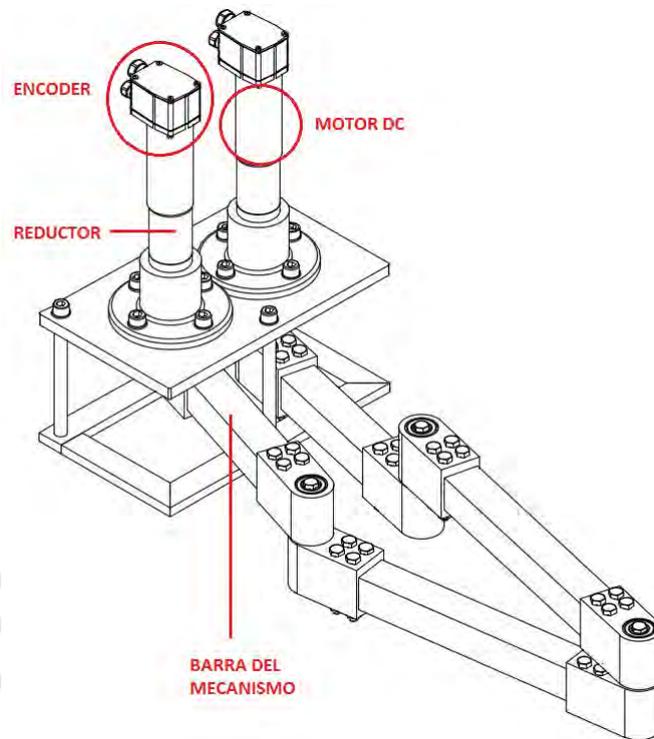


Figura 4.12: Estructura principal del sistema.

Fuente: Elaboración propia

5 | Diseño del Sistema Mecánico y Electrónico

En el presente capítulo se describirá el diseño mecánico, en el cual se detalla el análisis cinemático, selección de componentes mecánicos para el sistema, cálculos mecánicos respectivos. Finalmente, se detallará la fase del diseño del sistema electrónico, en el que se detallará los componentes a usar.

5.1. Diseño Mecánico

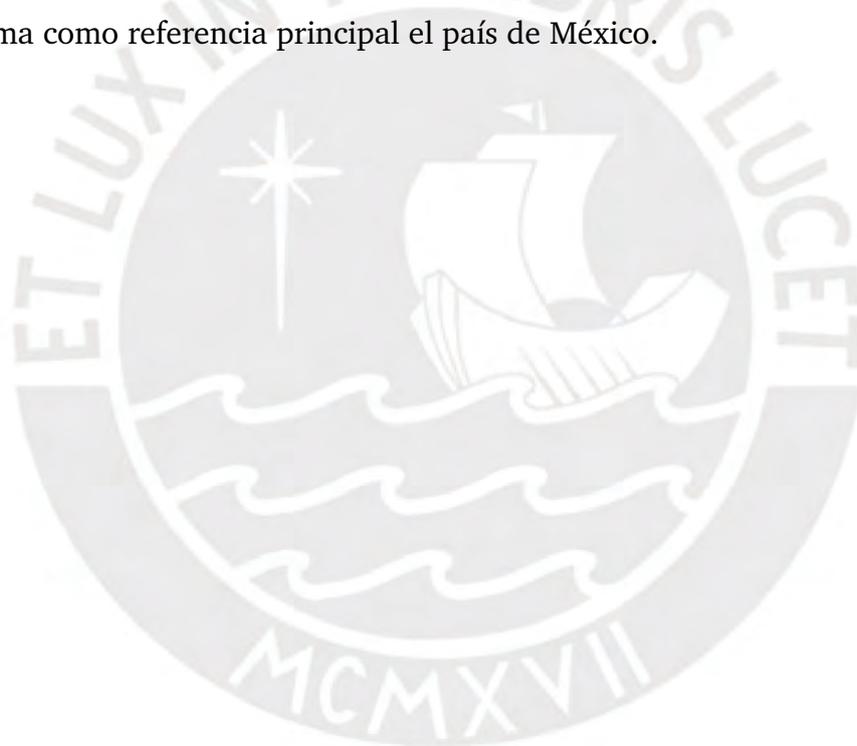
5.1.1. Datos previos

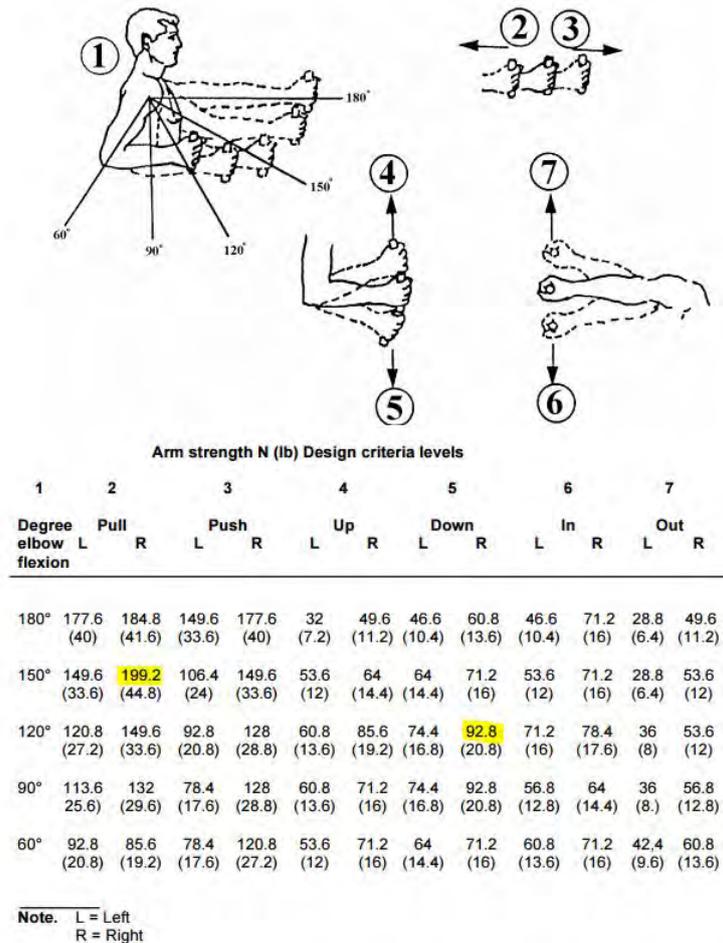
Para determinar las cargas que van a actuar en nuestra estructura, se dispondrá de las estadísticas del Departamento de Defensa de Ingeniería de Factores Humanos de la fuerza aérea de los Estados Unidos y de la NASA [31] debido a que no se encontraron registros nacionales.

De acuerdo a esta fuente, la máxima fuerza que en promedio una persona puede realizar al momento de empujar es de 200 N y la máxima fuerza que puede realizar hacia abajo es de 92,8 N , pero se considerará 100 N . Así mismo, para hallar el momento necesario para mover una extremidad se estima en base a la proporción (el antebrazo corresponde al 1,60 % [32]) de peso que tiene la extremidad con respecto al cuerpo. De ahí el peso promedio máximo entre hombres y mujeres es de 91Kg [33].

Con ambos datos obtenemos un peso de $14,56 N$, pero se considerara $20,0 N$. Ahora, asumiendo un coeficiente estático de uno, se tiene $20,0 N$. Por lo que, nuestro momento torsor en la base seria $14,00 Nm$.

Por otro lado, para el dimensionamiento de los brazos del robot se toma en cuenta las medidas antropométricas del cuerpo humano y que además cumplan con el análisis cinemático del mecanismo (espacio de trabajo). Se ha reportado más casos de pacientes que han sufrido derrames cerebro vascular en personas de edad adulta (mayores a 65 años) según la publicación en la revista médica peruana [34]. Luego, se tomarán medidas basándose en el alcance del brazo frontal del autor Rosalio Avila Chaurand y su libro *Dimensiones antropométricas de población latinoamericana* [35], en el cual se toma como referencia principal el país de México.





Muscle strength of the arm, hand, and thumb (5th percentile male)

Figura 5.1: Fuerza muscular del brazo (5 percentil).

Fuente: Human Engineering Design Data Digest [31]

5.1.2. Análisis cinemático

Análisis del espacio de trabajo

El mecanismo (figura 5.12) se analiza primero hallando la singularidad, a partir de ahí se define el tipo de área de trabajo. Primero el robot paralelo de 5 eslabones tiene dos formas de posicionar el *end-effector*. Estos se debe a que el mecanismo tiene dos soluciones al hallar la cinemática inversa. Tomando como procedimiento de [36].

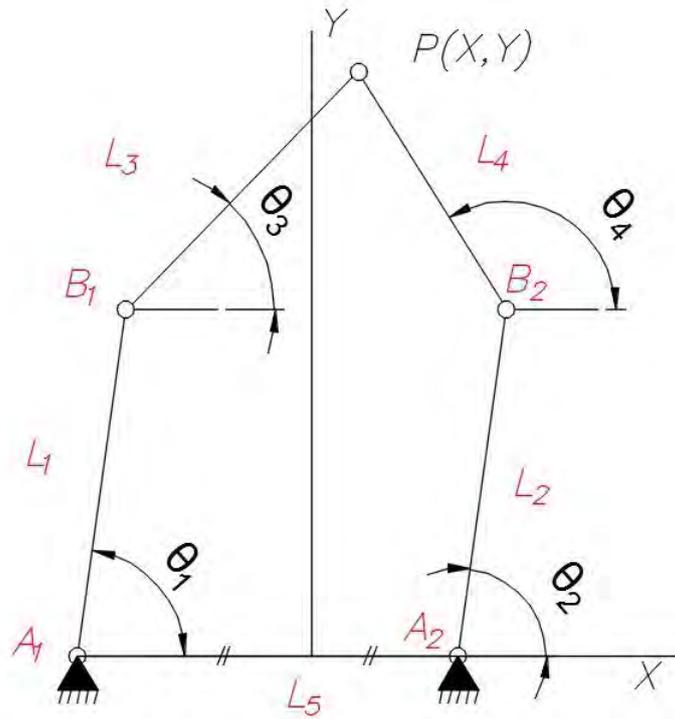


Figura 5.2: Mecanismo de 5 barras.

La posición P en el sistema de coordenadas X-Y se describe de la siguiente manera.

$$x = (x \ y)^T \quad (5.1)$$

Luego se tiene los vectores b_i de los puntos $B_i (i = 1, 2)$ y se escribe de la siguiente manera. Sea $\frac{L_5}{2} = d_5$

$$b_1 = (L_1 \cos(\theta_1) - d_5, L_1 \text{seno}(\theta_1))^T, b_2 = (L_1 \cos(\theta_2) + d_5, L_1 \text{seno}(\theta_2))^T \quad (5.2)$$

donde θ_1 y θ_2 son los ángulos de entrada de los motores de los dos brazos. Luego, la cinemática inversa puede ser resuelta por la siguiente restricción.

$$|pb_i| = L_3, \quad i = 1, 2 \quad (5.3)$$

Esto es equivalente a decir

$$(x - L_1 \cos(\theta_1) + d_5)^2 + (y - L_1 \text{seno}(\theta_1))^2 = L_3^2 \quad (5.4)$$

$$(x - L_1 \cos(\theta_2) + d_5)^2 + (y - L_1 \text{seno}(\theta_2))^2 = L_3^2 \quad (5.5)$$

de ahí, sabemos que la posición P es conocida, por lo tanto despejamos para los valores de los ángulos.

$$\theta_i = 2 \tan^{-1}(z_i), \quad i = 1, 2 \quad (5.6)$$

donde

$$z_i = \frac{-b_i + \sigma_i \sqrt{b_i^2 - 4a_i c_i}}{2a_i}, \quad i = 1, 2 \quad (5.7)$$

$$\sigma_i = 1 \text{ o } -1$$

$$a_1 = L_1^2 + y^2 + (x + d_3)^2 - L_2^3 + 2(x + d_3)L_1$$

$$b_1 = -4yL_1$$

$$c_1 = L_1^2 + y^2 + (x + d_3)^2 - L_2^3 - 2(x + d_3)L_1$$

$$a_2 = L_1^2 + y^2 + (x - d_3)^2 - L_3^2 + 2(x - d_3)L_1$$

$$b_2 = b_1 = -4yL_1$$

$$c_2 = L_1^2 + y^2 + (x - d_3)^2 - L_3^2 - 2(x - d_3)L_1$$

De la ecuación 5.7 se puede ver que existe cuatro soluciones. Estos representan los cuatro modos de trabajo del mecanismo los cuales se muestra en la siguiente figura 5.3. Modo " + - " , " - + " , " - - " , " + + " . Para nuestro diseño, escogemos el primero modo que se parece a la figura 5.12 donde $\sigma_1 = 1$ y $\sigma_2 = -1$. Por otro lado, mediante la cinemática directa, se puede obtener los dos tipos de configuración. Como se muestra en la figura 5.4. Para nuestro diseño se escoge el de la izquierda.

Espacio de trabajo teórico

El espacio teórico de trabajo se define como todas las posiciones que puede alcanzar el punto P debido a la rotación de las dos uniones activas θ_1 y θ_2 para ello no se considera interferencia entre las barras ni casos de singularidad. En la figura 5.5, el círculo C_2o tiene como radio $L_1 + L_3$; el círculo C_2i de radio $L_1 - L_3$; el círculo C_1o de radio $L_1 + L_3$ y el círculo C_1i de radio $L_1 - L_3$. Se puede inducir, entonces, que a distintos tamaños de nuestras barras podemos tener distintos espacios de trabajo. Para nuestra diseño, se debe cumplir la siguiente relación $L_5 < 2 * (L_1 - L_3)$ y que $R > L_5 + (L_1 - L_3)$.

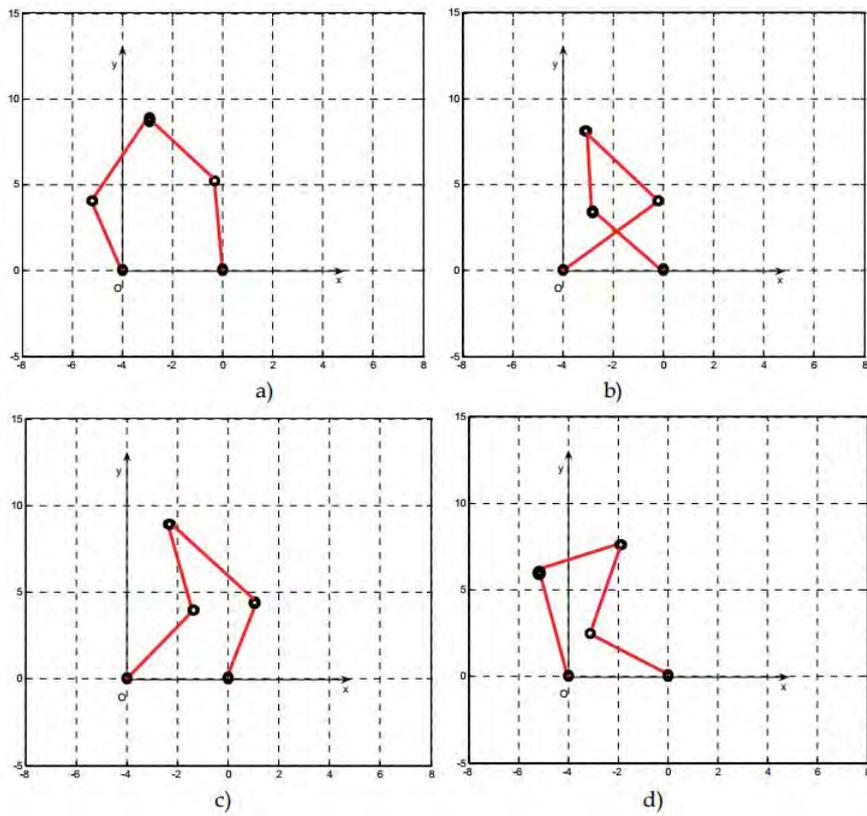


Figura 5.3: Los cuatro modelos de la cinemática inversa:
 (a) modelo " + - "; (b) modelo " - + "; (c) modelo " - - "; (d) modelo " + + ".
 Fuente: Stan, Balan y Maties [37]

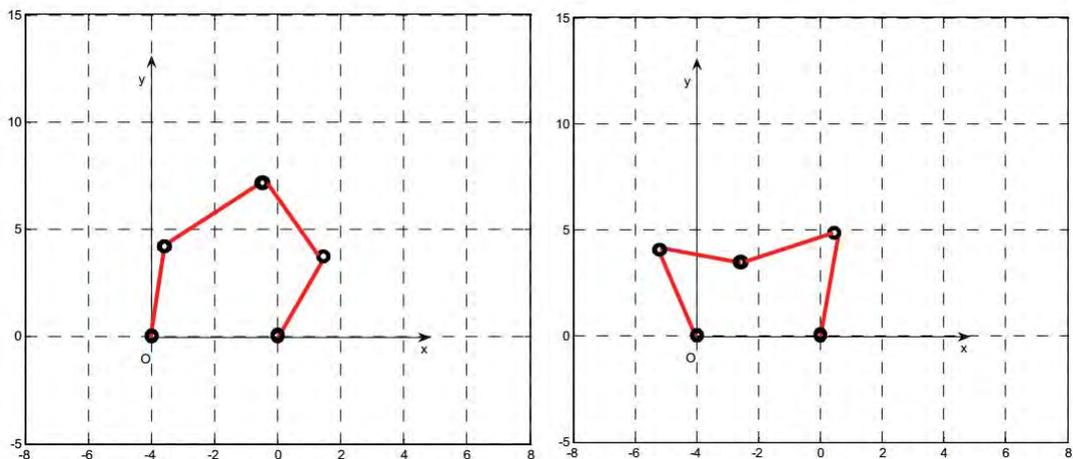


Figura 5.4: Configuración del end – efector hacia arriba (izquierda); hacia abajo (derecha)

Fuente: Stan, Balan y Maties [37]

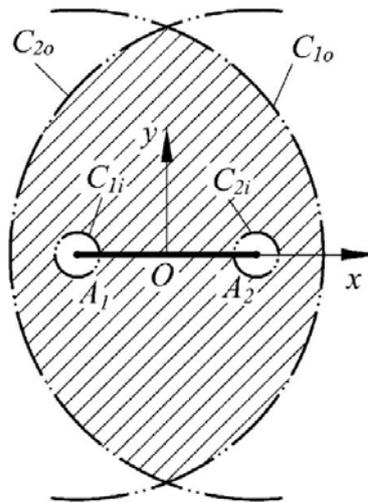


Figura 5.5: Espacio de trabajo teórico

Fuente: Stan, Balan y Maties [37]

Singularidad

En base al análisis de la matriz jacobiana del mecanismo en cuestión [36] se determina tres tipos de singularidad de las cuales se analizan las dos primeras. Primero, singularidad Tipo 1, (figura 5.6), son configuraciones en el cual el *end-effector* pierde uno o varios grados de libertad. Ocurre físicamente cuando los eslabones L_1 y L_2 están totalmente extendidos o doblados y, desde el análisis del espacio de trabajo, sucede cuando el punto P alcanza su limite o cuando bordea el área de trabajo. El segundo tipo de singularidad (Tipo 2) es un tipo de singularidad más complejo en el que los actuadores no pueden resistir la fuerza o momento aplicado al *end-effector*. Estos se encuentran dentro del espacio de trabajo y lo dividen en segmentos de libre singularidad. Físicamente, ocurre cuando los eslabones distantes L_3 y L_4 son co-lineales (**figura 5.7**) o cuando los puntos B_1 y B_2 coinciden (**figura 5.8**). Para evitar este tipo de condición se debe cumplir que $L_3 + L_4 > L_1 + L_2 + L_5$.

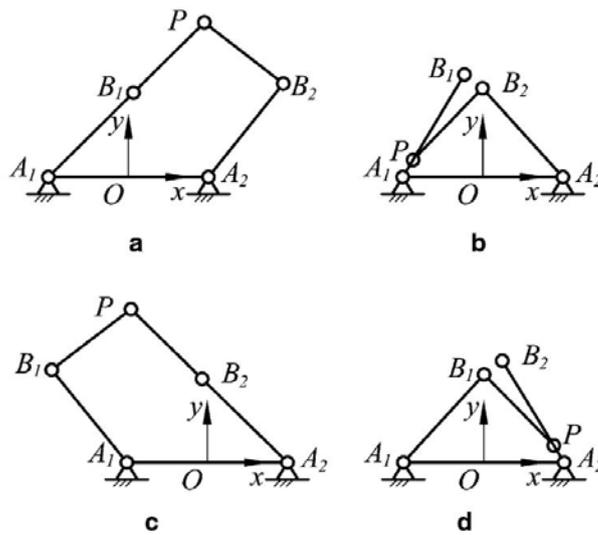


Figura 5.6: (a) El primer eslabón está totalmente extendido; (b) el primer eslabón está totalmente doblado; (c) el segundo eslabón está totalmente extendido y (d) el segundo eslabón está totalmente doblado.

Fuente: Liu, Wang y Pritschow [36]

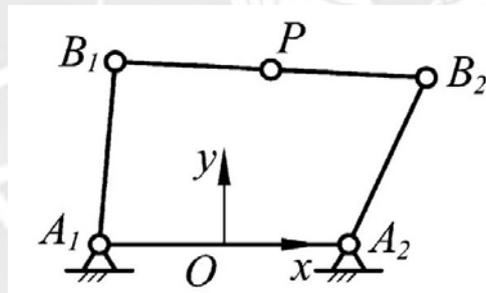


Figura 5.7: B_1P y PB_2 son colineales.

Fuente: Liu, Wang y Pritschow [36]

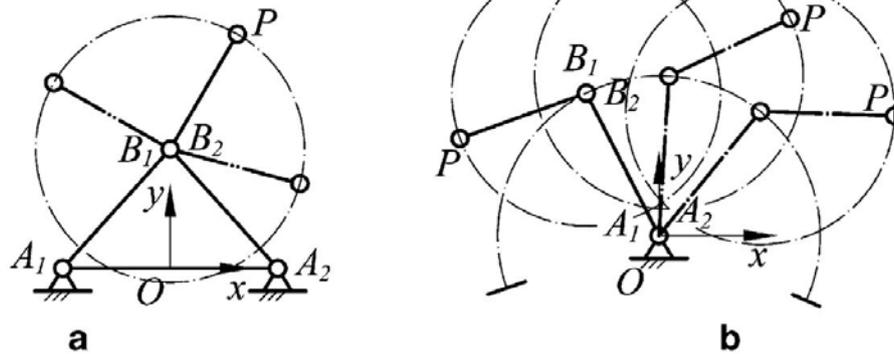


Figura 5.8: Cuando B_1 y B_2 coinciden (izquierda). Cuando se elimina la distancia entre las bases (derecha).

Fuente: Liu, Wang y Pritschow [36]

Finalmente, se toma todas las consideraciones anteriores, al escoger un $L_1 = L_2 = 300 \text{ mm}$ y para $L_3 = L_4 = 400 \text{ mm}$. Se obtiene el siguiente espacio de trabajo requerido (**figura 5.9**) y se evita la singularidad tipo dos, ya que cumple con la desigualdad.

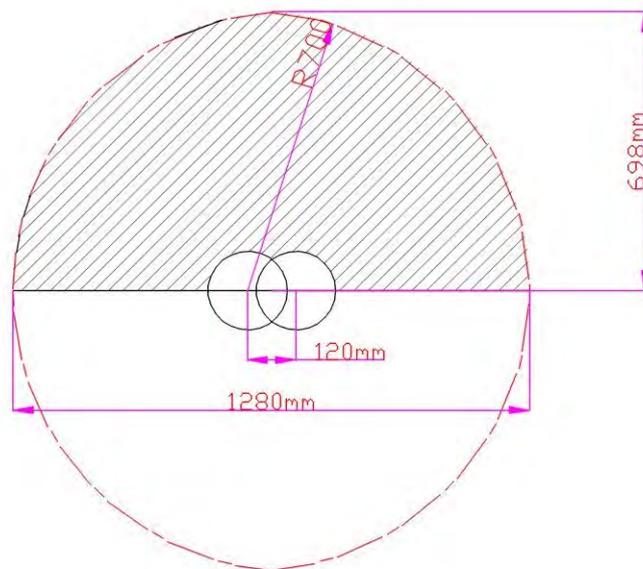


Figura 5.9: Medidas del espacio de trabajo (área de trazos). Se obtuvo a partir de dos círculos de radios 700 mm que parten de dos bases separadas 120 .

Ahora, estas medidas se desea que estén en un rango de movimiento alcanzable por una persona. Primero, se observa que el espacio de trabajo se encuentra dentro del rango de movimiento permitido para el hombro (90° y -90°).

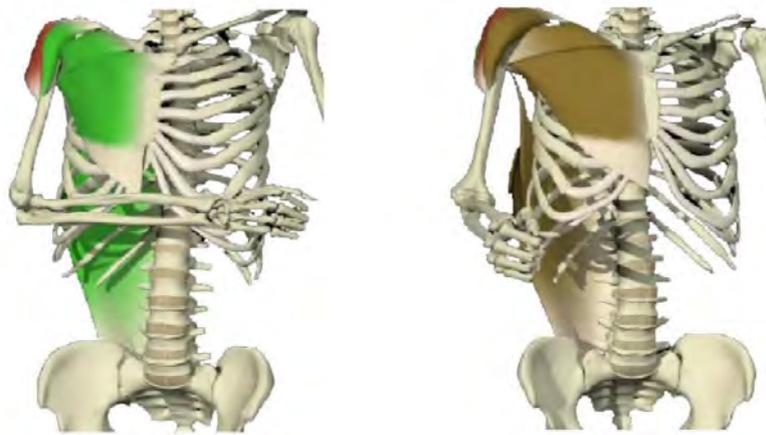
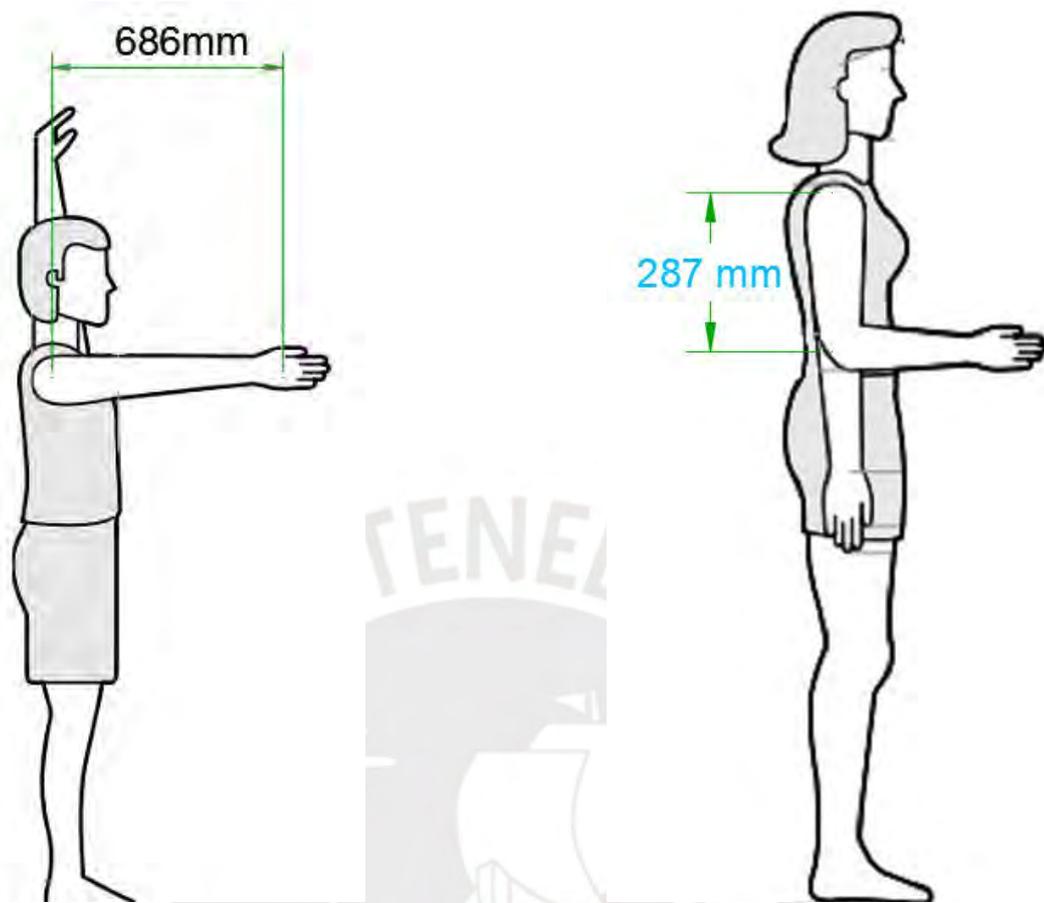


Figura 5.10: *Movimiento de rotación del hombro.*

Como se mencionó, según las estadísticas [31], las medidas a considerar son del desplazamiento frontal del brazo, para una hombre adulto promedio es de 686 mm , aunque como se espera que el paciente este sentado, esta medida será menor (de la figuras 5.11a y 5.11b se tiene $\sqrt{686^2 - 287^2} = 623 \text{ mm}$). Estos dos valores representarían la distancia máxima (cuando el paciente se encuentre, por ejemplo, de pie, todo el brazo extendido) y mínima (cuando el paciente se encuentra sentado) que nuestra extremidad podría ocupar en el espacio de trabajo.

Para el caso de la extremidad de mayor tamaño cuando se desea que se despliegue más el brazo, tan solo tendría que posicionarse el paciente hacia atrás para compensar la distancia, a esto se suma a que existen casos en los que uno no puede determinar la posición correcta, ya que las dimensiones de la silla en la que el paciente se encuentre son relativas. Ahora, para un caso más general, donde esta vez abarquen niños, lo que se puede hacer es realizar movimientos que no abarquen todo el área de trabajo posible del robot y de esta forma no tendrán que inclinarse sobre el mecanismo y ser arrastrado por ello.



(a) *Distancia frontal.*

(b) *Distancia del hombro al codo.*

Figura 5.11: *Medidas de la extremidad.*

5.1.3. Diseño

La parte principal del robot es el mecanismo de 5 barras como se muestra en la figura 5.12.

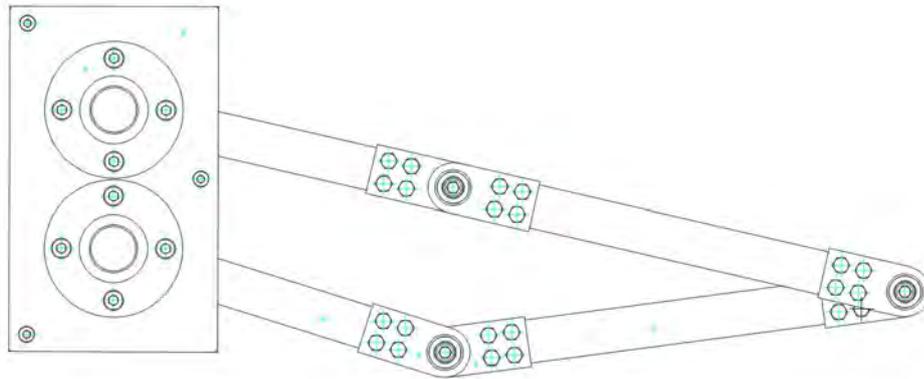


Figura 5.12: Mecanismo de 5 barras en la posición extendida.

Las uniones entre los eslabones se realizarán mediante acoples macho y acoples hembra (**figura 5.13**). Dentro de cada acople hembra se posicionarán dos rodamientos de bolas, estas se fijarán con la ayuda de dos anillos retenedores (**figura 5.14**). Para la unión entre estos dos acoples, se aplicará una unión atornillada que presionará una tapa sobre el rodamiento superior.

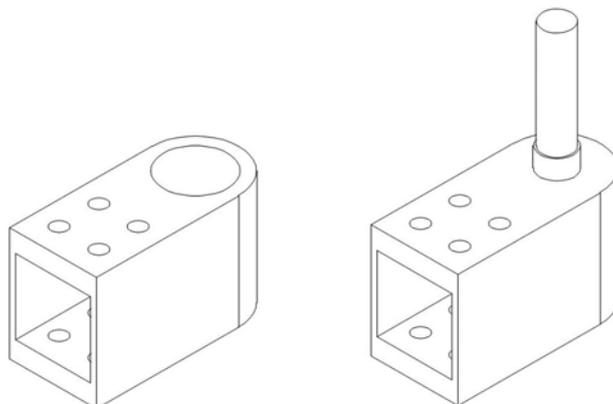


Figura 5.13: Acople hembra (izquierda). Acople macho(derecha).

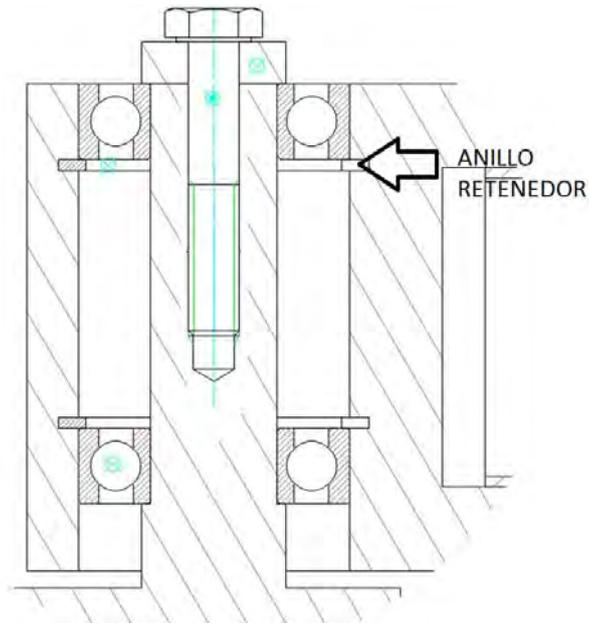


Figura 5.14: Representación de la unión de los acoples y de la posición de los rodamientos con los anillos de retención (*seeger*).

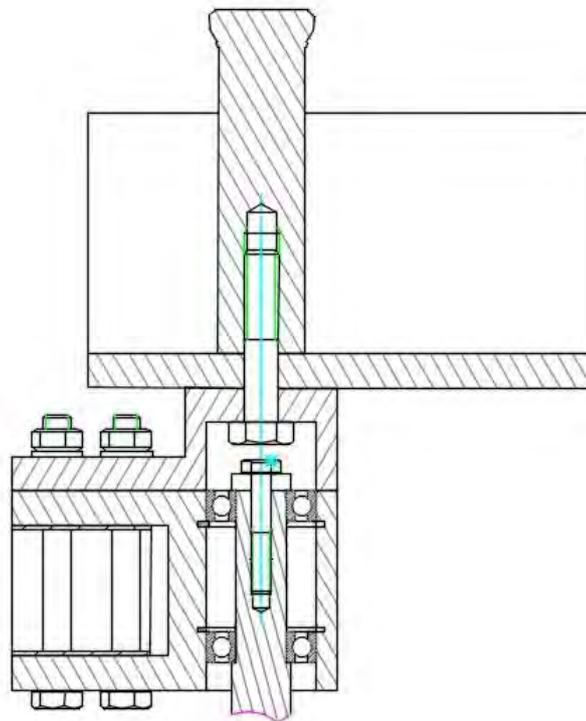


Figura 5.15: Ultimo acople para la unión con el soporte para el brazo.

Para la parte que interactúa con el brazo, se acoplará un elemento con uno de los acoples mencionado anteriormente, y luego se atornillará con el soporte para la extremidad. (**figura 5.15**).

Para transmitir la potencia de los motores hacia las barras se usaran el siguiente elemento (**figura 5.16**) que se acoplará a cada eje mediante una unión eje-cubo y chaveta.

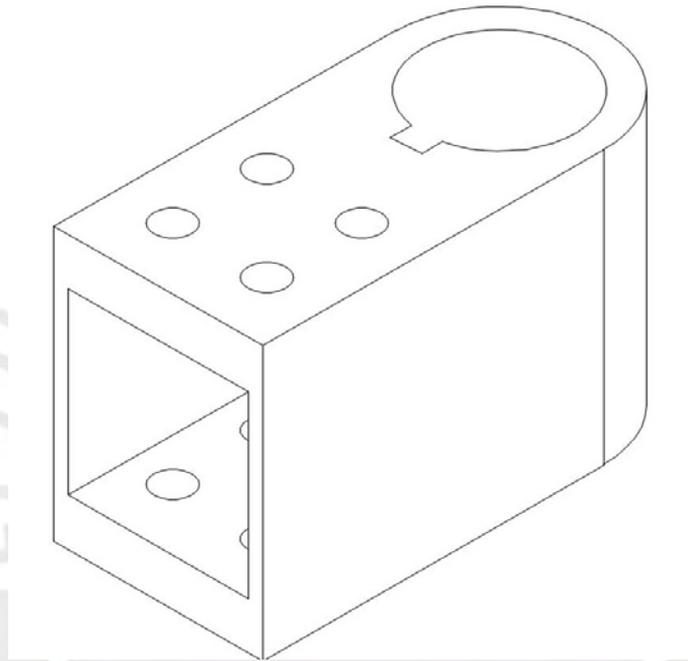


Figura 5.16: *Acople(Cubo) para eje.*

Luego, cada eje se apoyará sobre un rodamiento, este último se ubicará en la estructura de 3 columnas (mesa **figura 5.17**). Para mantenerlos en su posición, se usarán nuevamente dos anillos de retención. De ahí a la salida de cada eje se ubicará dos acoples flexibles (el cual también sujetará al eje del reductor). Luego, con el reductor de velocidad ya acoplado al motor, este último se atornillará con una tapa y este a su vez hará lo mismo con la brida de soporte. Finalmente la brida se atornillará con la mesa (**figura 5.18**).

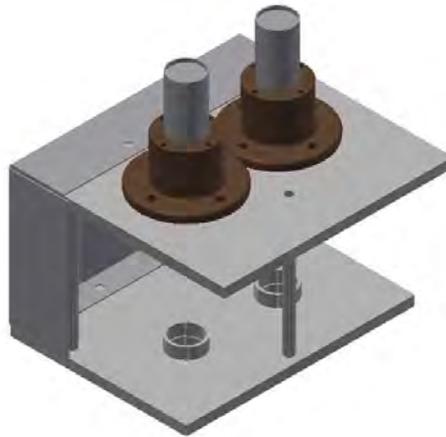


Figura 5.17: Elementos presentes: estructura (mesa), soporte de brida.

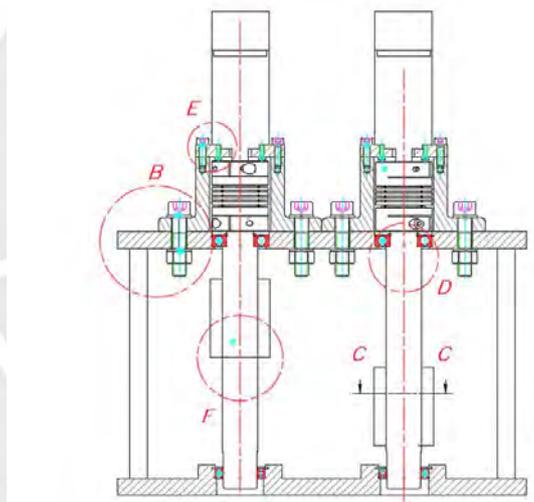


Figura 5.18: Sección de la estructura donde se observa los siguientes elementos: los ejes, los soporte de brida para el motor, la estructura (mesa), los rodamientos, anillos (*seeger*), acoples eje-cubo, acoples flexibles, reductores y motores.

Finalmente, el diseño final se vería de la siguiente manera.



Figura 5.19: *Diseño final.*

5.1.4. Diseño de Ejes

5.1.4.1. Cálculos preliminares

Para los cálculos se usará el siguiente diagrama (**figura 5.20**) que representa el *DCL* cuando el brazo esta totalmente extendido, ya que es cuando sucederán los momentos más críticos. La máxima distancia es 700 mm como se muestra en la figura. Anteriormente, se determinó las fuerzas máximas que una persona puede realizar, por lo tanto en el gráfico $F_y = 100\text{ N}$, $F_x = 200\text{ N}$ y un momento torsor $M_T = 14\text{ Nm}$ que representa el torque que deseamos que el motor otorgue. Este valor se estima mediante el porcentaje que representa el peso de nuestra extremidad superior[32] con respecto al peso del cuerpo promedio [33], asumiendo un factor de coeficiente estático igual a 1, nos genera un fuerza que nos permite estimar nuestro momento torsor.

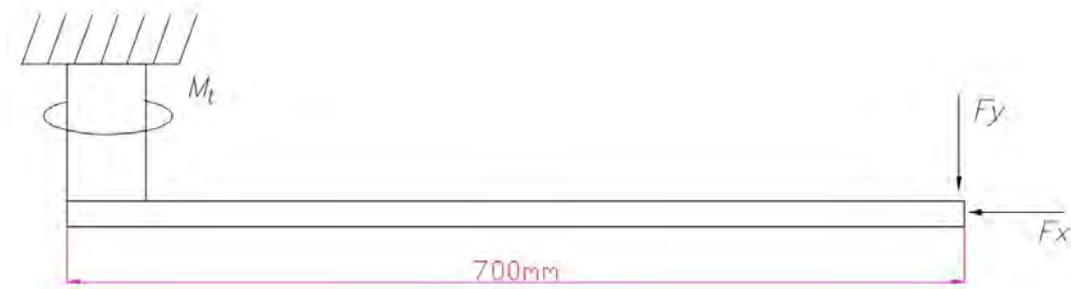


Figura 5.20: Esquema de fuerzas.

En la figura 5.21 se muestra el diagrama de fuerzas para el eje-1, se observa el momento flector generado por la fuerza $\frac{F_y}{2}$ (de la figura anterior) el cual se le asigna como M_1 en el diagrama. Ambas cargas actúan en el centro del área distribuida que comparte el eje con el acople. Por otro lado, la fuerza F_3 se representa como la fuerza $\frac{F_x}{2}$. Finalmente, con estos datos, se puede determinar las fuerzas en los apoyos del eje, donde F_2 representa el apoyo ubicado en el rodamiento, este elemento también soporta una fuerza axial $F_4 = \frac{F_y}{2}$ y, por último, el apoyo F_1 a la terminación del eje. Resolviendo las ecuaciones de equilibrio estático.

$$\sum F_x = 0; \sum F_y = 0; \sum M_z = 0$$

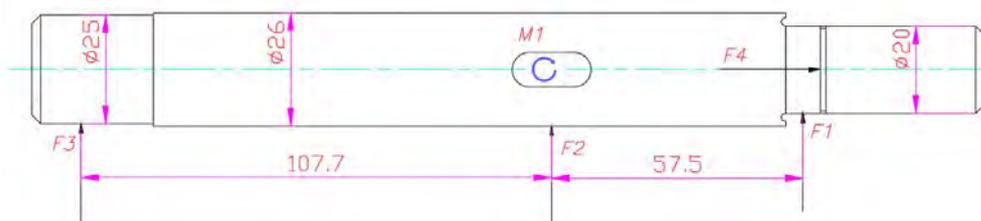


Figura 5.21: Diagrama de fuerzas del eje.

Se obtiene:

$$F_1 = 358,95 \text{ N}; F_2 = 100 \text{ N}; F_3 = -458,95 \text{ N}; M_1 = 70000 \text{ Nmm}$$

Con estos valores se procederá a trazar los diagramas de fuerzas cortantes, de momento flector y de torsor a partir del diagrama de cuerpo libre (figura 5.22).

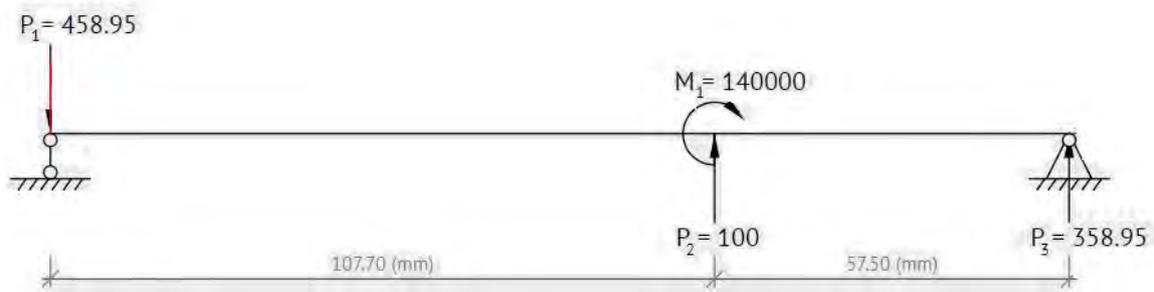


Figura 5.22: Diagrama de cuerpo libre.

A continuación se presentan los diagramas.

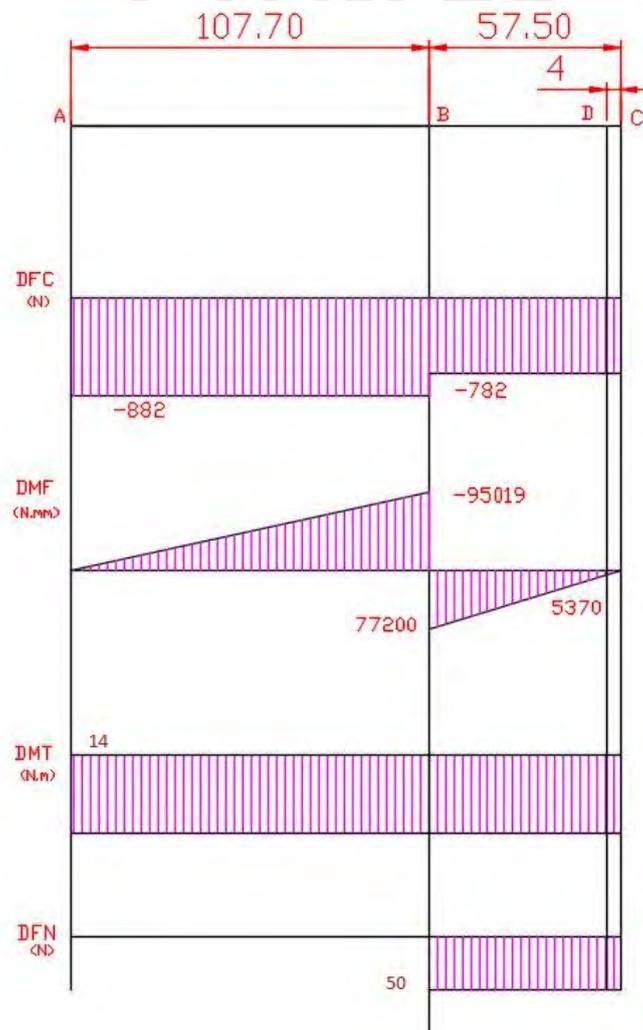


Figura 5.23: DFC (Diagrama de fuerza cortante), DMF (Diagrama de momento flector), DMT (Diagrama de momento de torsor y DFN (Diagrama de fuerza normal).

Ahora, se analizará el eje a falla por fatiga y por fluencia. Entre los puntos críticos a considerar se tiene los puntos A , B y D como se muestra en la figura 5.23. Empezaremos con analizar la sección D

Análisis de la sección D

- Puesto que el que árbol gira, entonces el esfuerzo de flexión es alternante puro (figura 5.24) igualmente para el momento torsor, ya que el eje transmitirá el torque en direcciones contrarias.

Esfuerzo de flexión (alternante puro):

$$\sigma_{fa} = \sigma_{fs} = \frac{32M_f}{\pi d^3} = 44,682 \frac{N}{mm^2}$$

$$\sigma_{fm} = 0$$

Esfuerzo de torsión (alternante puro):

$$\tau_{ta} = \tau_{ts} = \frac{16M_t}{\pi d^3} = 5,975 \frac{N}{mm^2}$$

$$\tau_{tm} = 0$$

Esfuerzo normal

$$\sigma_N = \frac{F_a}{\pi \frac{d^2}{4}} = 0,198 \frac{N}{mm^2}$$

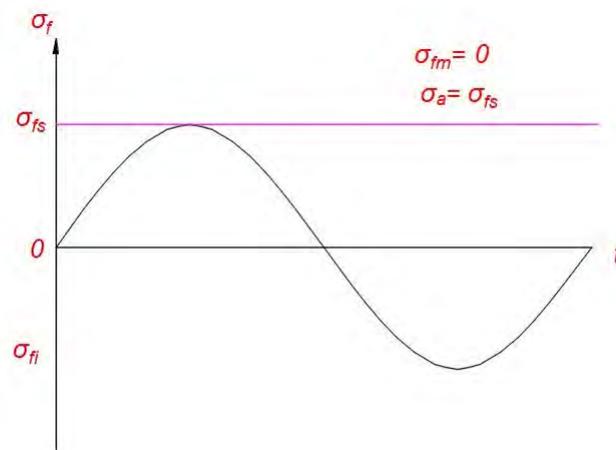


Figura 5.24: Esfuerzo alternante puro.

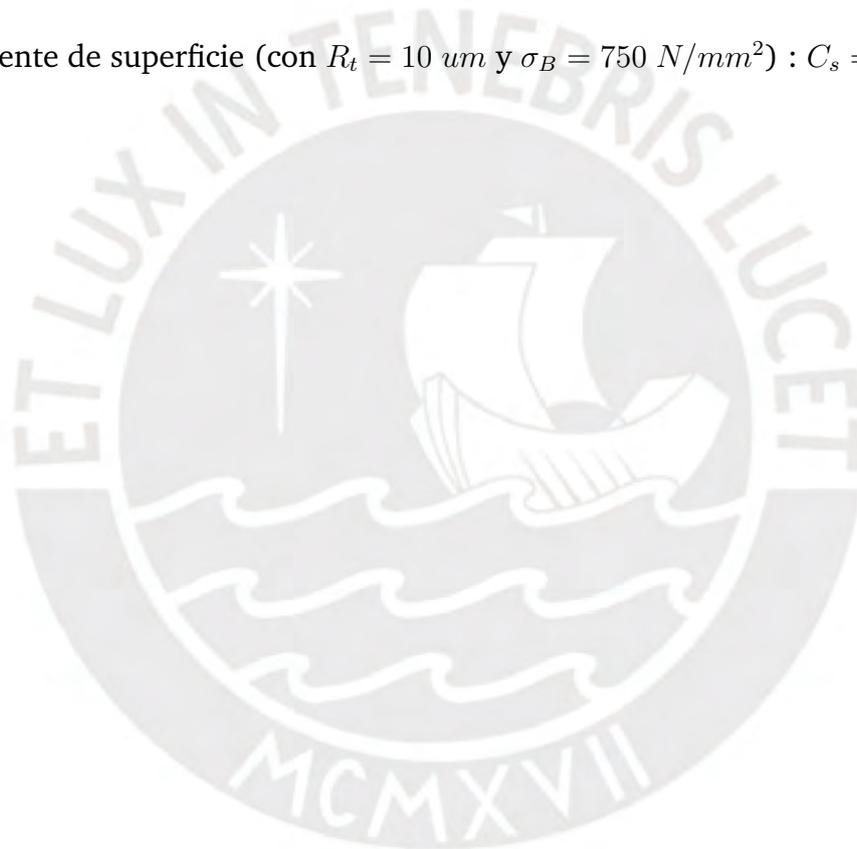
Factores que afectan la resistencia a la fatiga

La geometría de esta sección se muestra en la siguiente figura 5.21.

El material del eje es SAE 1060:

$$D = 26 \text{ mm}; d = 20 \text{ mm}; r = 2 \text{ mm}$$

- Coeficiente de tamaño: $C_t = 0,84$
- Coeficiente de carga (flexión y torsión): $C_{carga} = 1$
- Coeficiente de superficie (con $R_t = 10 \text{ } \mu\text{m}$ y $\sigma_B = 750 \text{ N/mm}^2$): $C_s = 0,83$



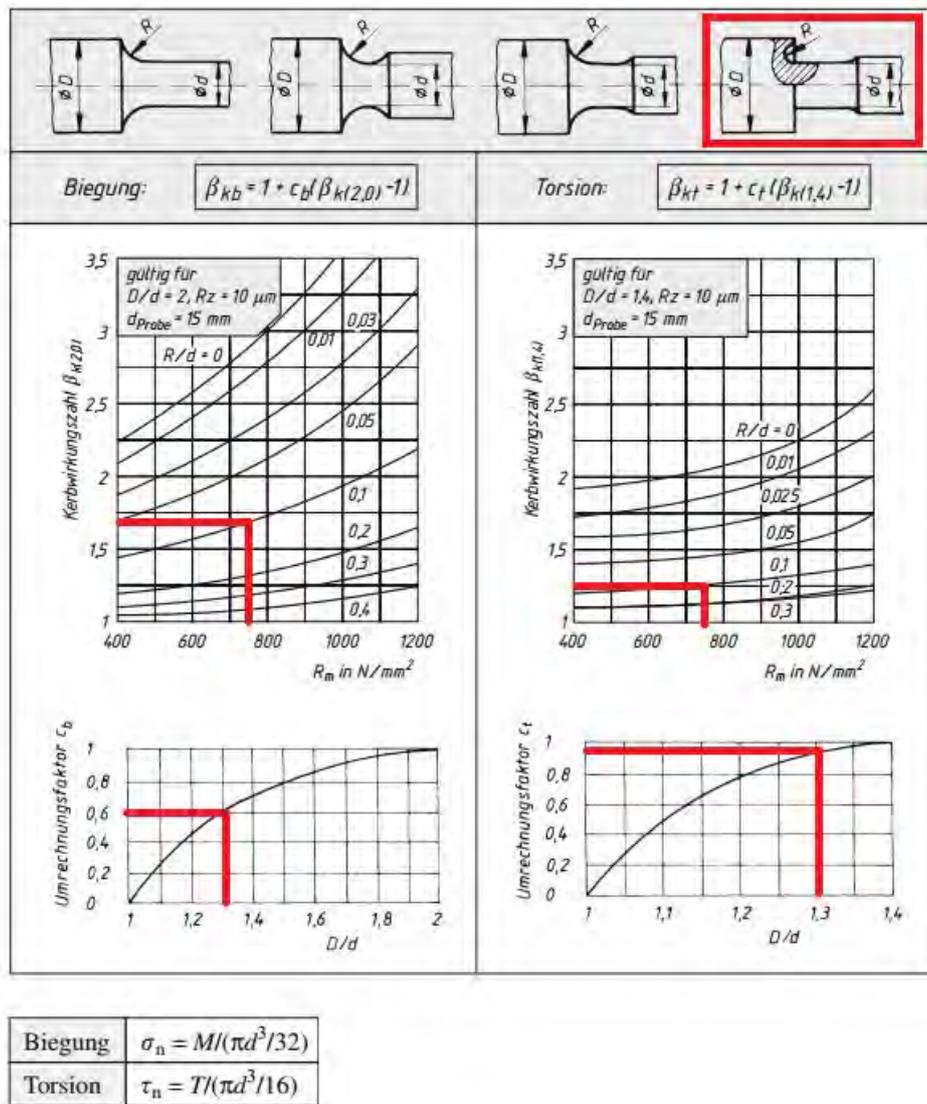


Figura 5.25: Factores efectivos de concentración de esfuerzos para rebajes de ejes.

Izquierda: Flexión. Derecha: Torsión

Fuente: Roloff/Matek Maschinenelemente [38]

- Factor de concentración de esfuerzos : Con $D/d = 1,3$ y $r/d = 0,1$ obtenemos de los gráficos 5.25 el factor geométrico de concentración de esfuerzos. Primero determinamos los factores de corrección. Para flexión el factor $C_b = 0,6$ y para torsión $C_t = 0,9$. Luego determinamos los factores de corrección de esfuerzos para $D/d = 1,4$ en el caso de torsion y $D/d = 2$ en el caso de flexión. De esta manera se tiene que $\beta_{k(1,4)} = 1,25$ y $\beta_{k(2)} = 1,70$. Finalmente hallamos el factor de

concentración para nuestra geometría deseada.

Para flexión:

$$\beta_{kb} = 1 + c_b(\beta_{k(2)} - 1)$$

Para torsión :

$$\beta_{kt} = 1 + c_t(\beta_{k(1,4)} - 1)$$

Se calcula y se obtiene un $\beta_f = 1,42$ para flexión mientras que para torsión $\beta_t = 1,23$.

■ Esfuerzo equivalente alternante

Para flexión :

$$\sigma'_{fa} = \left(\frac{\beta_f}{C_t C_s C_{carga}} \right) \sigma_{fa}$$

Se obtiene : $\sigma'_{fa} = 163,52 \frac{N}{mm^2}$

Para torsión :

$$\tau'_{ta} = \left(\frac{\beta_t}{C_t C_s C_{carga}} \right) \tau_{ta}$$

Se obtiene : $\tau'_{ta} = 18,635 \frac{N}{mm^2}$

El esfuerzo equivalente según Von Mises será:

$$\sigma'_{aeq} = \sqrt{\sigma'^2_{fa} + 3\tau'^2_{ta}}$$

$$\sigma'_{aeq} = 270,676 \frac{N}{mm^2}$$

■ Factor de seguridad a la fatiga. Para un acero SAE 1060 :

$$\frac{1}{FS} = \frac{\sigma_{meq}}{\sigma_B} + \frac{\sigma'_{aeq}}{\sigma_{Alt}}$$

$$FS = 8$$

Con este último factor seguridad se determina que el eje no va fallar.

Análisis de la sección A

En esta sección se encuentra el agujero de la unión chaveta-cubo. Se realizará el mismo procedimiento que los anteriores, esta vez la concentración de esfuerzos se determinara de la **figura 5.26**.

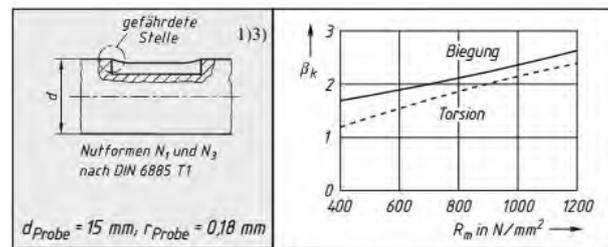


Figura 5.26: Factores de concentración para unión eje-cubo (DIN 6885).

Fuente: Roloff/Matek Maschinenelemente [38]

Se obtiene dos factores de concentración; uno para flexión y el otro para torsión de la gráfica anterior ($\beta_f = 2$ y un $\beta_t = 1,5$). Además, para este diámetro se tiene un coeficiente de tamaño de $C_t = 0,73$ y $C_s = 0,83$.

Aplicando Von Mises : y luego

$$\frac{1}{FS} = \frac{\sigma_{meq}}{\sigma_B} + \frac{\sigma'_{aeq}}{\sigma_{Alt}}$$

$$FS = 2,38$$

Al ser una sección más grande y coeficientes de factores de concentración pequeños se obtiene un alto factor de seguridad.

Para la verificación del **segundo eje**, se tiene la misma configuración solo que la distancia entre el apoyo A hacia la chaveta aumenta. Para ello, se analizará la sección del canal rectangular, ya que en el análisis anterior fue el punto crítico con menor factor de seguridad. Además para esta oportunidad solo cambia la magnitud de nuestro momento flector crítico en el punto A que ahora es $M_f = 48740 \text{ Nmm}$ (**figura 5.27**).

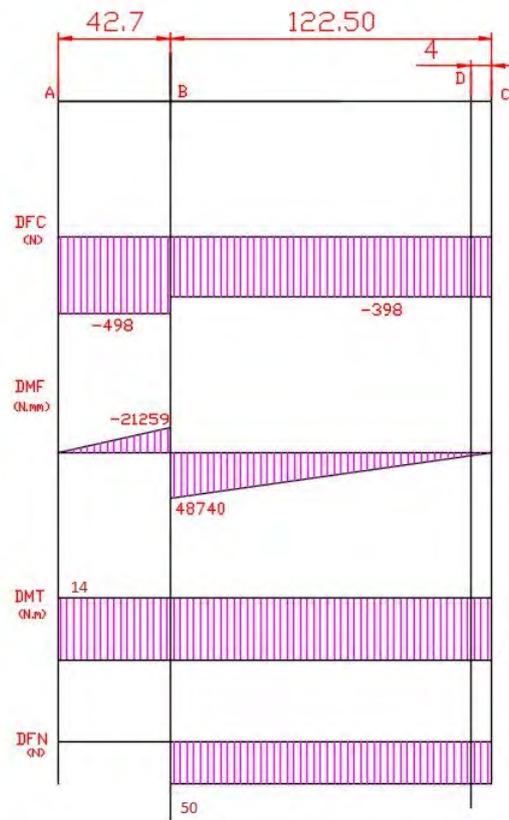


Figura 5.27: DFC (Diagrama de fuerza cortante), DMF (Diagrama de momento flector), DMT (Diagrama de momento de torsor y DFN (Diagrama de fuerza normal).

Con el mismo procedimiento que se realizó en el eje anterior (los valores de concentraciones de esfuerzo se mantiene igual, dado que la geometría en esa sección no ha cambiado). Con estos datos se determina el factor de seguridad en la sección crítica.

Aplicando Von Mises :

$$\sigma'_{aeq} = \sqrt{\sigma'_{fa}{}^2 + 3\tau'_{ta}{}^2}$$

y luego

$$\frac{1}{FS} = \frac{\sigma_{meq}}{\sigma_B} + \frac{\sigma'_{aeq}}{\sigma_{Alt}}$$

$$FS = 1,9$$

Este resultado nos indica nuevamente que ante casos muy extremos, donde una persona sin discapacidad aplique toda su fuerza, el eje no fallará.

5.1.5. Diseño perfil para los brazos del robot

Tenemos dos perfiles a analizar de diferentes tamaños , el primero de $300mm$ y el segundo de $400mm$. La diferencia en el análisis es la cantidad momento flector que cada uno debe de soportar. Ambos son del mismo perfil de mismas dimensiones (**figura 5.28**).

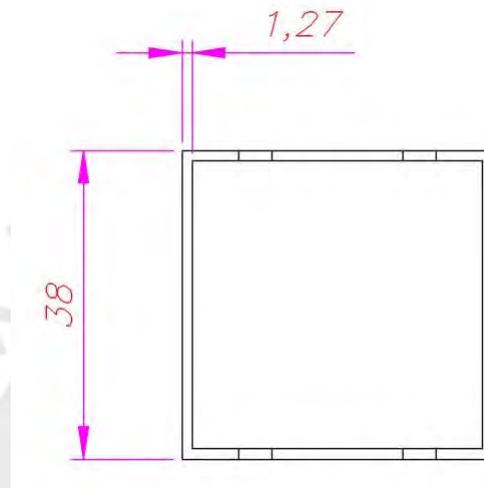


Figura 5.28: Dimensiones del perfil.

Como se explicó anteriormente, el máximo flector generado es cuando uno de los brazos esta desplegado en su totalidad con respecto al otro. Esto genera un brazo palanca de 700 mm . Si consideramos el segundo perfil (distante) como empotrado en con el perfil próximo. El máximo momento flector se encontrará la inicio de la misma.

Se tiene: $M_f = 105\text{ N} * (\text{distancia} = 400\text{mm}) = 42000\text{ Nmm}$

Entonces, el esfuerzo normal para el punto de crítico del perfil (borde) se tiene para una distancia de $y = 19\text{mm}$ con respecto a su centroide

Por lo tanto se hallará el esfuerzo normal crítico en esa sección.

$$\sigma_N = \frac{M_f y}{I} \quad (5.8)$$

Para hallar el valor de inercia del perfil se desarrolla la siguiente formula, pero primero se especifica las medidas del perfil cuadrado las cuales son $b = 38\text{mm}$ de longitud y

tiene un espesor de $t = 1,27$.

$$I = \frac{1}{12} (b^4 - (b - 2t)^4)$$
$$I = 4,2 * 10^{-8} \text{ mm}^4$$

Usando la ecuación 5.8 se obtiene que la $\sigma_N = 18,9 \frac{N}{\text{mm}^2}$.

El material de aluminio 6061-T6 tiene como límite elástico un valor de:

$$\sigma_{admissible} = 246 \frac{N}{\text{mm}^2}$$

Entonces, $FS = \frac{\sigma_{admissible}}{\sigma_N} = 7$.

Para el otro perfil, el que está próximo a la base tendrá en la sección crítica un $M_f = 105 \text{ N} * (\text{distancia} = 700 \text{ mm}) = 73500 \text{ Nmm}$. Con la misma geometría del perfil y de mismas características mecánicas se dispone hallar el factor de seguridad. Se sabe que $\sigma_N = 33,247 \text{ N/mm}^2$.

$$FS = \frac{\sigma_{admissible}}{\sigma_N} = 5$$

Este factor alto permite tener la certeza de que ante cualquier sobrecarga, el sistema no falle; de esta manera se busca la seguridad del paciente en todo momento. Se pudo obtener un factor de seguridad menor con un tamaño de perfil de 30mm, pero comprometería el tamaño del eje, este tendría que ser más pequeño

5.1.6. Selección de rodamientos

En la selección de rodamiento se optó por unos rodamientos rígido de bolas de la marca SKF, (**figura 5.29**), ya que soportan cargas radiales y axiales. Otra característica de estos rodamientos es que son sellados en ambos lados dando una lubricación de por vida y por lo tanto no deben lavarse ni lubricarse.

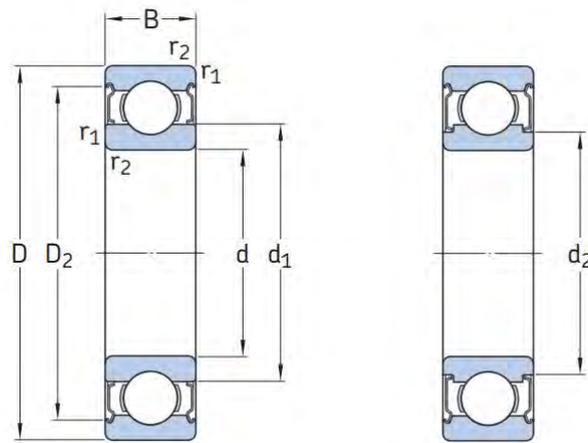


Figura 5.29: Rodamiento rígido de bolas sellado en ambos lados.

Fuente: SKF [39]

Para los rodamientos ubicados en el soporte de la base (un rodamiento por cada eje de motor) (**figura 5.32**) se escoge un rodamiento de dimensiones principales como se muestra en la **figura 5.29** y se escoge uno de diámetro interior $d = 20 \text{ mm}$ con un diámetro exterior de $D = 32 \text{ mm}$ y que tenga como ancho $B = 7 \text{ mm}$ (modelo 61804-2Z).

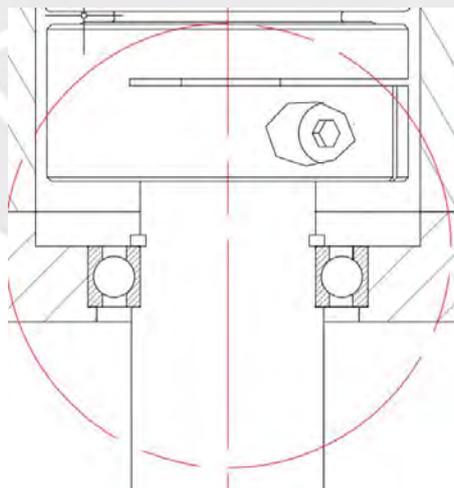


Figura 5.30: Ubicación del rodamiento y del eje en la estructura.

Ahora procederemos a verificar el rodamiento en base a una carga estática, debido a que el rodamiento esta fijo y esta sometido a cargas continuas.

Carga estática equivalente

De acuerdo al catálogo, primero debemos de hallar la carga estática equivalente.

$$P_0 = 0,6F_r + 0,5F_a$$

Donde F_r es la carga estática radial y F_a es la carga estática axial.

De nuestro diagrama de fuerzas se tiene que la fuerza que debe soportar cada rodamiento es de $F_r = 100 \text{ N}$ como valor máximo, resultado de la fuerza promedio que puede ejercer una persona normal como se explico anteriormente y una fuerza de $F_a = 100 \text{ N}$. Finalmente, se obtiene un $P_0 = 112,5$

Luego, la capacidad de carga estática C_0 del rodamiento escogido es de $2,32 \text{ kN}$. Finalmente, se determinará el factor de seguridad estática S_0

$$S_0 = \frac{C_0}{P_0} = 20,63$$

El cual cumple los valores recomendados por el fabricante para un funcionamiento normal.

Para los segundos rodamientos ubicados en los ejes **figura 5.31** se escogen uno de diámetro interior $d = 25 \text{ mm}$ con un diámetro exterior de $D = 42 \text{ mm}$ y que tenga como ancho $B = 8 \text{ mm}$ (modelo 61805-2RZ). Verificamos el factor de seguridad, esta vez la capacidad de carga estática es de $C_0 = 2,6$ y además no se presenta carga axial.

$$S_0 = \frac{C_0}{P_0} = 67,25$$

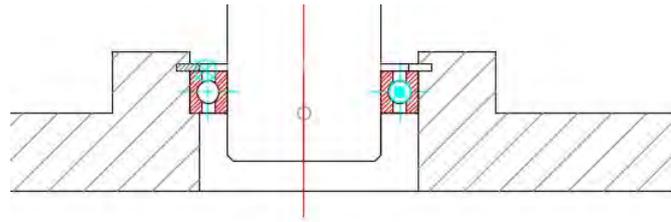


Figura 5.31: *Ubicación de los segundos rodamientos en los ejes.*

Para la sección del otro rodamiento ubicado en las uniones de los brazos del mecanismo (**figura 5.32**) (total 12 rodamientos).

Se escoge uno de diámetro interior $d = 15 \text{ mm}$ con un diámetro exterior de $D = 32 \text{ mm}$ y que tenga como ancho $B = 9 \text{ mm}$ (modelo 6002-2Z). Verificamos el factor de seguridad, esta vez la capacidad de carga estática es de $C_0 = 2,75$.

$$S_0 = \frac{C_0}{P_0} = 24,4$$

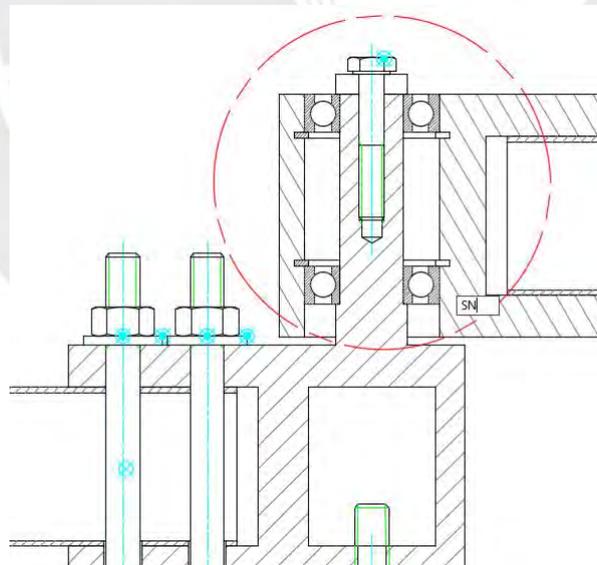


Figura 5.32: *Ubicación del rodamiento en el acople de la unión de los brazos.*

5.1.7. Cálculo de la unión chaveta cubo

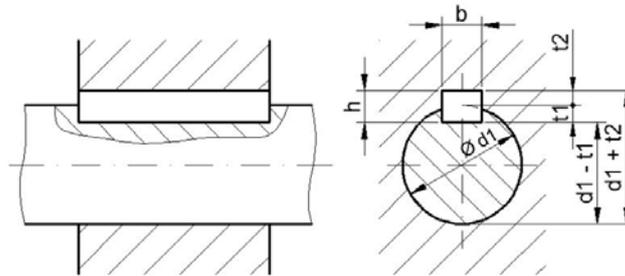


Figura 5.33: Chavetas DIN 6885.

La chaveta a escoger es una 4x4x16 de acuerdo a la norma DIN 6885 (**figura 5.33**)

Datos:

$$M_t = 31745 \text{ Nmm} \quad d = 26 \quad t_1 = 2,5 \text{ mm} \quad b = 4 \text{ mm} \quad t = h - t_1 = 1,5 \text{ mm} \quad L = 18 \text{ mm}$$

Verificar por aplastamiento:

$$p = \frac{F_t}{t * L_{ef}} \qquad F_t = \frac{M_t}{\frac{d}{2}} \qquad (5.9)$$

donde:

L = Longitud de contacto entre chaveta y canal cubo.

t = profundidad que penetra la chaveta en el cubo, es decir $t = h - t_1$.

p = presión entre caras en contacto (asumida uniforme).

Para un cubo de acero ($P_{adm} = 100 \frac{N}{mm^2}$) con el fin de evitar deformaciones plásticas ($p \leq P_{adm}$). De las ecuaciones en 5.9 se llega a la siguiente relación.

$$p = 2 * \frac{M_t}{d * (h - t_1) * L_{ef}} \leq P_{adm} \qquad (5.10)$$

$$p = 14 \frac{N}{mm^2} \leq P_{adm} \qquad (5.11)$$

Por lo tanto, nuestra chaveta no fallará.

5.1.8. Acoples

Para el acople de los ejes de los reductores con los ejes principales, se selecciona el acople de doble disco de la marca RULAND (modelo MBCD41-20-12A). Tiene la capacidad de resistir desalineaciones angulares, paralelas y axiales de hasta 2° , 0.25 mm y 0.51mm respectivamente.



Figura 5.34: Acople doble disco.

5.2. Diseño Sistema electrónico

5.2.1. Actuadores y elementos de transmisión

La potencia de la máquina proviene de dos actuadores: dos motores eléctricos. En nuestro diseño, dos motores de imán permanente Maxon Motor de 150 *Watt* (**Figura 5.35a**), proporciona un torque de 177 *mNm* y una velocidad nominal de 6940 *rpm*, de ahí dos reductores (**Figura 5.35b**) de velocidad son acoplados a cada motor y mediante un reducción de 91 : 1 se logra 16,611 *Nm*, por lo tanto la velocidad se ve reducida a 76,26 *rpm*. Finalmente, dos acoples de doble disco (**figura 5.34**) transmiten la potencia a cada eje y puede soportar hasta 10000 *rpm*.



(a) Maxon Brushed motor DC



(b) Planetary Gearhead

Figura 5.35: Maxon Motor (izquierda). Reductor (derecha)

Figura 5.36: Fuente Maxon Motor [40]

5.2.2. Arquitectura de Control

La arquitectura de control se muestra en la (figura 5.38) , donde el microcontrolador tiva se retroalimenta de la posición del robot mediante los encoders (**encoder HEDS 5540**, 500 cuentas por vuelta y de 3 canales) de la marca Maxonmotor, luego se procesa la información y de ahí se envía señales *PWM* a los drivers de motor (**MD10C**) de la marca Cytron, que se encargaran de proveer corriente continua a los motores. Por otro lado, el microcontrolador también va a recepcionar las señal del accionamiento del botón de emergencia, para tener la posibilidad de detener el funcionamiento del robot en cualquier momento, y del sensor de ángulo de giro(potenciómetro), el cual nos permite configurar la duración de la terapia. Finalmente, se va a generar las señales de salida para mostrar la información ingresada por el usuario y la procesada por el sistema en el LCD.

5.2.3. Componentes electrónicos

5.2.3.1. Driver de Motor

Se van a utilizar dos drivers de motor, cada uno tiene la capacidad de ofrecer hasta 13A de manera constante. Funciona con voltajes desde 3V hasta 30V.

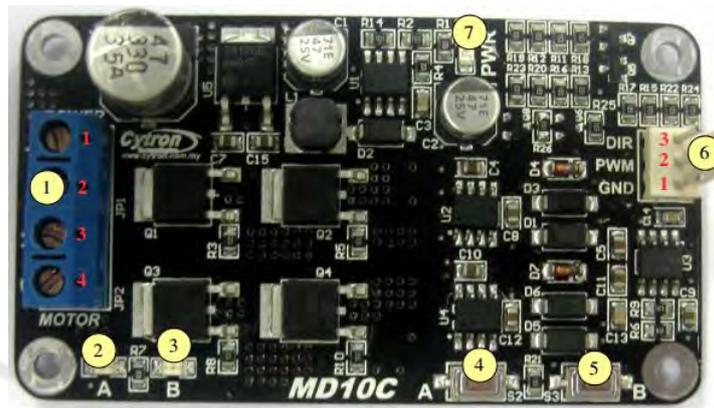


Figura 5.37: Driver de motor.

Pin N°	Nombre del PIN	Descripción
1	POWER +	Suministro positivo
2	POWER -	Suministro negativo
3	MOTOR OUTPUT A	Conexión con motor
4	MOTOR OUTPUT B	Conexión con motor

Tabla 5.1: Conexiones del driver de motor.

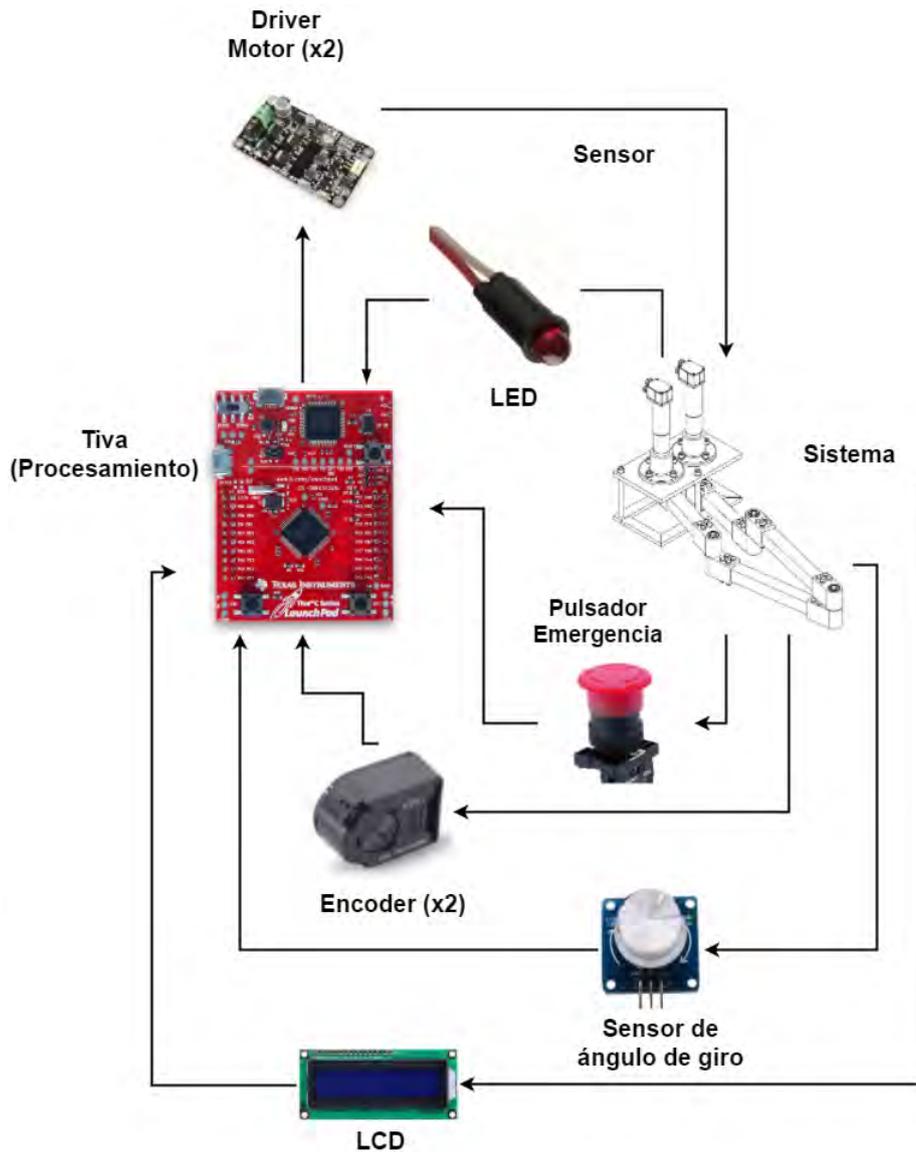


Figura 5.38: Diagrama de la arquitectura de control.

5.2.3.2. Controlador

Se escogió al Tiva C como controlador principal, el cual cuenta con puerto de entradas y salidas necesarias para manejar el sistema, las cuales son las siguientes:

- 2 salidas PWM para el control de los motores DC.
- 2 salidas lógicas para el control de la dirección de los motores DC.

- 6 entradas lógicas para los encoders.
- 7 salidas lógicas para el LCD.
- 2 entradas analógicas (ADC) para el sensor de giro (potenciómetro) y el sensor de proximidad.

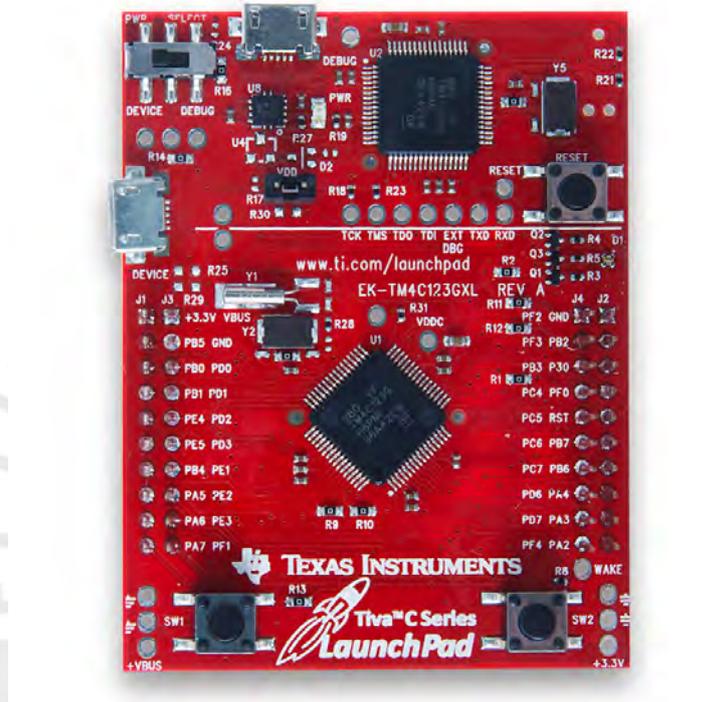


Figura 5.39: Microcontrolador tiva.

Especificaciones	
Procesador	ARM CORTEX-M4
Frecuencia Reloj	80 MHz
Tension Operación	5V
Tension de entrada	5V o 3.6V
E/S digitales	Hasta 40 (de los cuales 16 poseen salida PWM)
Entradas ADC	12 entradas (12 bits precision)
Corriente E/S Digitales	Hasta 18 mA
RAM	32K
EEPROM	256K

Tabla 5.2: Especificaciones principales del Tiva EK-TMC123GXL.

El cual presenta la siguiente distribución de pines (figura 5.40).

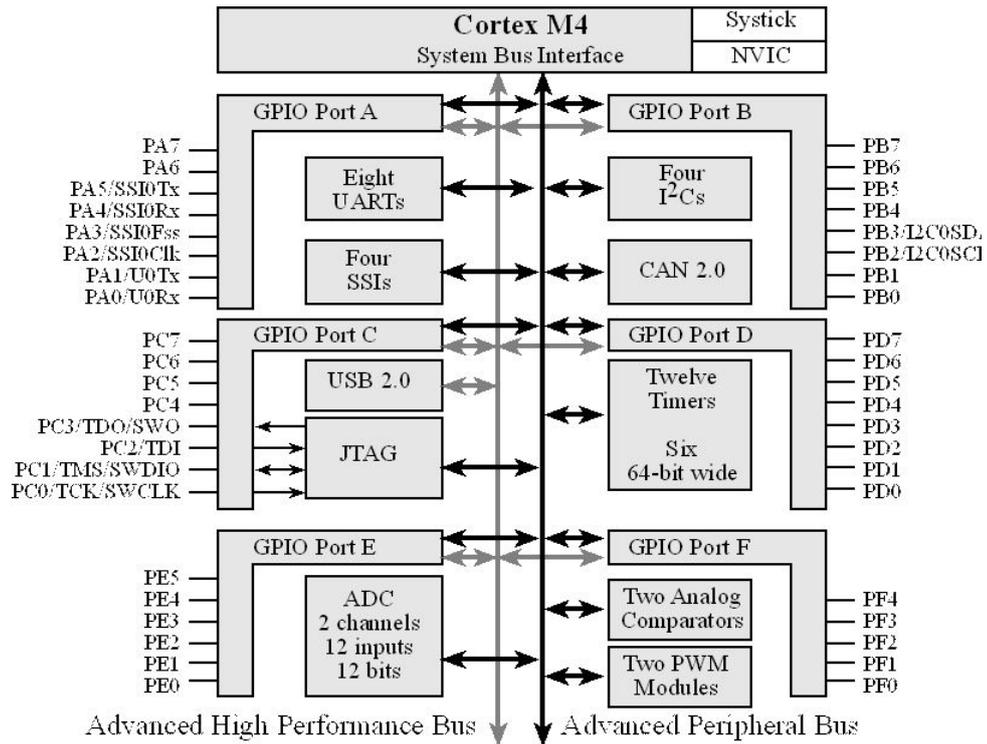


Figura 5.40: Distribución de pines del Tiva EK-TMC123GXL.

5.2.3.3. Fuente de voltaje

Para proveer de energía al todo el sistema se utilizará una fuente conmutada AC/DC (switching) de 350W (**figura 5.41**) con salida de 24V. Esta potencia cumple con dar energía los dos motores y los demás componentes del sistema electrónico. Además, posee protección contra cortocircuito, sobrecarga, sobre-voltaje y sobre-temperatura. Posee un ventilador interno y puede operar hasta 70°C.



Figura 5.41: Fuente conmutada Mean Well LRS-350 series.

5.2.3.4. Regulador de voltaje

Se utilizará un regulador de voltaje tipo Step-Down modelo D24V25F5 (figura 5.42) el cual brinda 5V como salida y soporta 2.5A. La configuración de los pines es la siguiente.



Figura 5.42: Regulador de voltaje tipo Step-Down, D24V25F5.

5.2.3.5. Encoder HEDS-5540

Este elemento viene en combinación con el motor Maxon. Este elemento, se alimenta con 5V, tiene la capacidad de 500 cuentas y posee 3 canales (A, B y I). Con esta cantidad de cuenta el encoder puede detectar un mínimo de rotación de 0.0020° . En la figura 5.43 se muestra la configuración adecuado para la conexión.

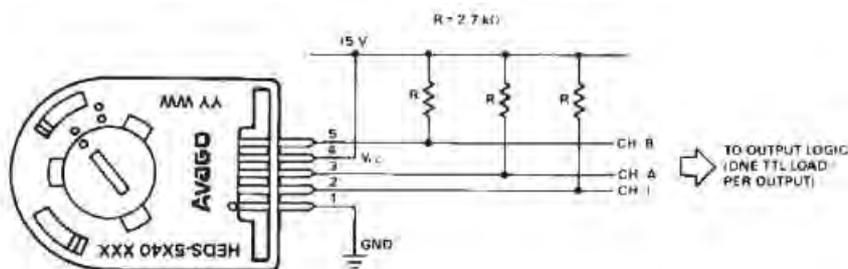


Figura 5.43: Encoder HEDS-5540.

6 | Algoritmo de control

En la presente sección se detallará el proceso del diseño del algoritmo de control. Primero, obtendremos el modelo dinámico del mecanismo de 5 barras. Luego, se diseñara el controlador (Sliding Mode). Finalmente, con ambos, se realizará la simulación del controlador mediante Simulink.

6.0.1. Modelo dinámico

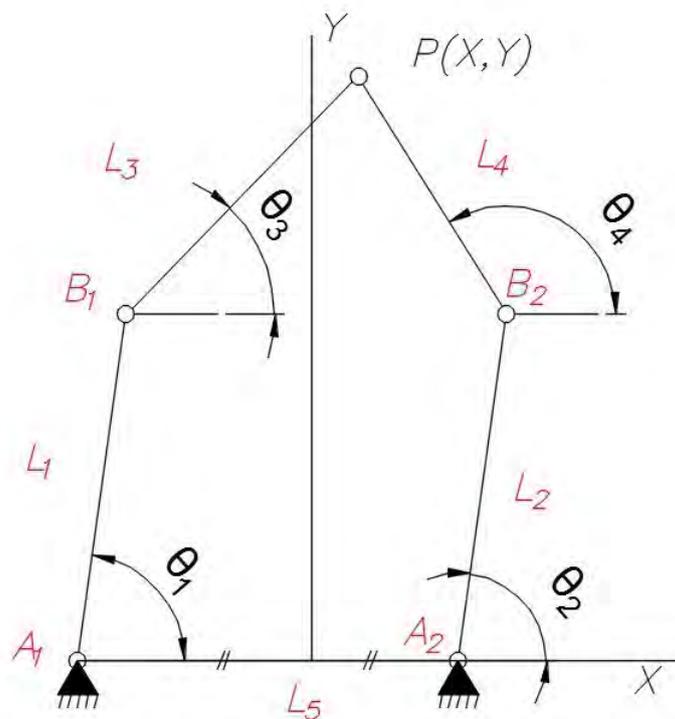


Figura 6.1: Mecanismo de 5 barras.

El mecanismo de dos grados de libertad 6.1 es un lazo cerrado. Luego, se separa virtualmente a partir del punto P en dos brazos independientes de dos grados de libertad. Se asume que en cada brazo todas las uniones pasivas son virtualmente actuadas. Se supone también que cada estructura se realiza el mismo movimiento que el mecanismo cerrado de 5 barras.

De ahí , para cada brazo se obtiene el modelo dinámico por la ecuación de Lagrange.

$$\frac{d}{dt}\left(\frac{\partial L_i}{\partial \dot{\theta}_i}\right) - \frac{\partial L_i}{\partial \theta_i} = \tau_i, \quad i = 1, 2$$

donde L_i es la función Lagrangiana y $\theta_1 = (\theta_1, \theta_3)^T$, $\theta_2 = (\theta_2, \theta_4)^T$ son los vectores de las uniones; $\tau_1 = (\tau_1, \tau_3)^T$ y $\tau_2 = (\tau_2, \tau_4)^T$ es el vector de torque para cada unión.

Como el robot paralelo trabajar en el plano horizontal, la funcion Lagrangiana solo contiene energía cinética.

$$L_1 = \frac{1}{2}m_1(\dot{x}_{L_1}^2 + \dot{y}_{L_1}^2) + \frac{1}{2}I_{L_1}\dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2}m_3(\dot{x}_{L_3}^2 + \dot{y}_{L_3}^2) + \frac{1}{2}I_{L_3}\dot{\theta}_3^2$$

Para la otra rama

$$L_2 = \frac{1}{2}m_2(\dot{x}_{L_2}^2 + \dot{y}_{L_2}^2) + \frac{1}{2}I_{L_2}\dot{\theta}_2^2 + \frac{1}{2}m_4(\dot{x}_{L_4}^2 + \dot{y}_{L_4}^2) + \frac{1}{2}I_{L_4}\dot{\theta}_4^2$$

donde m_1, m_2, m_3 y m_4 corresponde a las masas de L_1, L_2, L_3 y L_4 respectivamente ; $I_{L_1}, I_{L_2}, I_{L_3}$ y I_{L_4} representa la inercia de cada barra. Luego, sea r_1, r_2, r_3 y r_4 la distancia de las uniones al centro de masa de cada barra, tenemos lo siguiente para una rama.

$$\dot{x}_{L_1} = -r_1 \sin(\theta_1)\dot{\theta}_1$$

$$\dot{y}_{L_1} = r_1 \cos(\theta_1)\dot{\theta}_1$$

$$\dot{x}_{L_3} = -L_1 \sin(\theta_1)\dot{\theta}_1 - r_3 \sin(\theta_3)\dot{\theta}_3$$

$$\dot{y}_{L_3} = L_1 \cos(\theta_1)\dot{\theta}_1 + r_3 \cos(\theta_3)\dot{\theta}_3$$

Se realiza el mismo procedimiento para el otro brazo. Substituyendo en la funcion Lagrangiana se obtiene para una rama.

$$L_1 = \frac{1}{2}[\alpha_1\dot{\theta}_1^2 + 2\beta_1 \cos(\theta_1 - \theta_3)\dot{\theta}_1\dot{\theta}_3 + \delta_1\dot{\theta}_3^2]$$

en el cual $\alpha_1 = m_1 r_1^2 + I_{L1} + m_3 L_{L1}$, $\beta_1 = m_3 * L_1 * r_3$ y $\delta_1 = m_3 * r_3^2 + I_{L3}$. Lo mismo se realiza para la otro brazo.

De ahí, se substituye la función de Lagrange (L1,L2) en la ecuación de Lagrange y obtenemos la ecuación dinámica de cada brazo.

$$M_i(\theta_i)\ddot{\theta}_i + C_i(\theta_i, \dot{\theta}_i)\dot{\theta}_i = \tau_i, \quad i = 1, 2$$

donde $M_i \in R^{2 \times 2}$ es la matriz de inercia y $C_i \in R^{2 \times 2}$ es la de coriolis y fuerza centrífuga.

$$M_i(\theta_i) = \begin{bmatrix} \alpha_i & \beta_1 C_{1324} \\ \beta_i * C_{13-24} & \delta_1 \end{bmatrix}$$

$$C_i(\theta_i, \dot{\theta}_i) = \begin{bmatrix} 0 & \beta_i S_{13-24} \dot{\theta}_{13-24} \\ -\beta_i S_{13-24} \dot{\theta}_{1-2} & 0 \end{bmatrix}$$

donde $C_{13-24} = \cos$ (Ángulo/unión/activa-Ángulo/unión/pasiva) y

$S_{13-24} = \sin$ (Ángulo/unión/activa-Ángulo/unión/pasiva) para cada rama.

Luego se combina los dos modelos de los dos mecanismos abiertos y se obtiene un modelo equivalente a:

$$M_t \ddot{\theta} + C_t \dot{\theta} = \tau_t$$

Luego se aplica el procedimiento en [41], en el cual se usa una restricción dinámica para poder enlazar los dos brazos a partir del principio de D'Alembert's y el principio virtual de trabajo. En base a esto se tiene la transformación de los torques de las uniones activas con respecto a los torques generalizados $\tau_a = W^T \tau_t$. Esta transformación es una matriz de las derivadas parciales de todos las uniones con respecto a las uniones activas. Con la ayuda de esta matriz se determina la nueva ecuación dinámica de nuestro mecanismo de dos grados de libertad en el espacio de las uniones activas $(\theta_1 y \theta_3)$.

$$M_a \ddot{\theta}_a + C_a \dot{\theta}_a = \tau_a$$

6.0.2. Diseño del controlador - Sliding Mode

El diseño del controlador Sliding-Mode se basa en el modelo de la planta. Para este propósito, la superficie deslizante fue escogida de la siguiente manera:

$$S = e = \theta - r$$

Donde e es el error del desplazamiento angular, θ es el desplazamiento angular real y r es la señal de referencia. Por lo tanto, \dot{S} se define como :

$$\dot{S} = \dot{e} = \dot{\theta} - \dot{r}$$

Del modelo dinámico presentado anteriormente se tiene que :

$$\dot{S} = \frac{1}{C}(-M\ddot{\theta} - C\dot{r} + u)$$

donde u representaría nuestro torque.

Se define la siguiente función de Lyapunov como :

$$V = \frac{1}{2}S^2$$

Para que sea asintóticamente estable, nuestra función de Lyapunov debe de ser $V \geq 0$ y su derivada $\dot{V} \leq 0$

Se nota que $V \geq 0$ para todos los errores por lo que nos queda analizar el segundo caso :

$$\dot{V} = S\dot{S}$$

De esta manera, la dinámica del sistema en la superficie deslizante es definida como $S = e = 0$ y como consecuencia, $\dot{S} = 0$. De esta manera, nuestro punto de equilibrio de nuestro sistema es $\dot{S} \rightarrow u_{eq} = M\ddot{\theta} + C\dot{r}$.

Finalmente, nuestra entrada fue definida como la contribución de u_{eq} sumado a un control extra de acción que asegura $\dot{V} \leq 0$:

$$u = -n \operatorname{sgn}(s) + u_{eq}$$

Esta ecuación nos lleva a tener que $\dot{V} = S\dot{S} = -n|s|$ por lo que se llega a probar estabilidad en todos los errores. Por lo que nuestro controlador sería :

$$u = -n \operatorname{sgn}(s)$$

Esta ecuación también puede ser entendida como la parte de control que actúa cuando el error no es 0. A partir de esta definición S y \dot{V} fue analizado.

Si el error es positivo, entonces $S \geq 0$,y para probar que el sistema es estable, $\dot{V} \leq 0$ se debe de cumplir y como consecuencia $\dot{S} \leq 0$

$$\begin{aligned} \dot{S} &= \frac{1}{C}(-M\ddot{\theta} - C\dot{r} + u) \leq 0 \\ u &= -n \operatorname{sgn}(s) \leq u_{eq} \end{aligned}$$

como S es positivo entonces $\operatorname{sgn}(s)$ es 1

$$n > -u_{eq}$$

Por otro lado, si el error es negativo, entonces $S \leq 0$ y como consecuencia de ellos $\dot{S} \geq 0$

$$\begin{aligned} \dot{S} &= \frac{1}{C}(-M\ddot{\theta} - C\dot{r} + u) \geq 0 \\ u &= -n \operatorname{sgn}(s) \geq u_{eq} \end{aligned}$$

como S es negativo entonces $\operatorname{sgn}(s)$ es -1

$$n > u_{eq}$$

Combinando estas dos últimas ecuaciones, se establece la siguiente inecuación.

$$n \geq |U_e q|, n \geq |M\ddot{\theta} + C\dot{r}|$$

Dado que el sistema debe estar cerca a la superficie deslizante , la siguiente aproximación sostiene que : $r = q \rightarrow \dot{r} = \dot{\theta}$ entonces :

$$n \geq |M\ddot{\theta} + C\dot{\theta}|$$
$$n \geq U$$

Pero U es nuestra entrada de nuestro modelo, la cual puede se representado por el modelo motor DC (MAXON MOTOR) el cual tiene una constante de torque de $177mNm/A$ y, además, el sistema posee un reductor de 91:1. Ahora, la ganancia de nuestro sliding mode controller depende de la corriente de operación que escojamos. Para este caso se elige el nominal $6A$, por lo que $n \geq 91 \times 0,177 \times 6$.

$$n \geq 96,642$$

La cual nos dice que nuestra ganancia debe ser mayor a ese valor.

6.0.3. Simulación Simulink

Para la simulación de control de trayectoria, se tiene como señales de entrada de referencia a un seno y a un coseno con la finalidad de tener a la salida un gráfico circular. Para la primera, se tiene realimentación pero sin controlador (**figura 6.2**). Luego, con el controlador Sliding - Mode (**figura 6.3**) y con una ganancia de 20 .

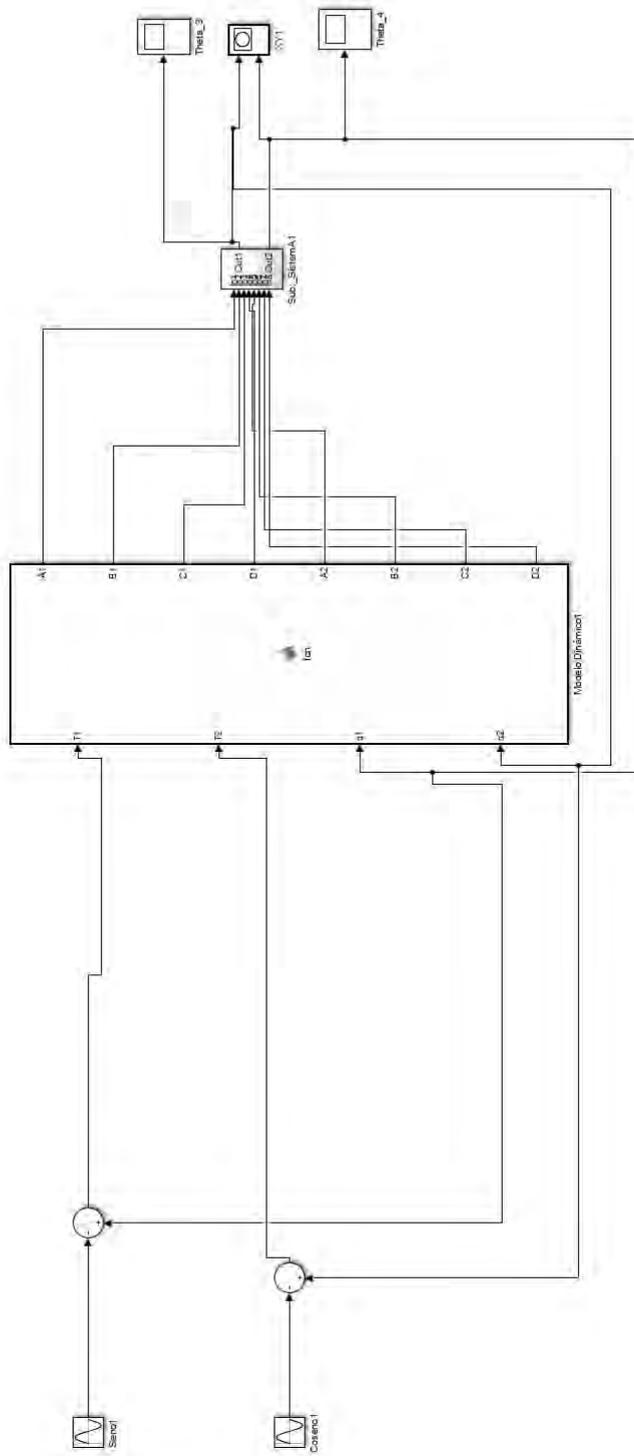


Figura 6.2: Sistema retroalimentado sin controlador.

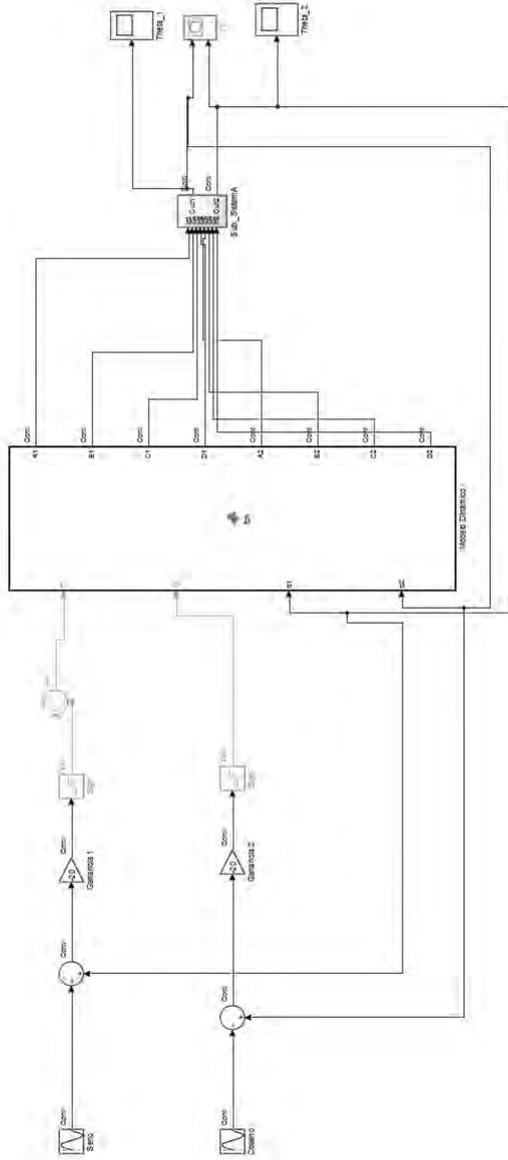


Figura 6.3: Sistema con Sliding Mode.



Se observa que el sistema con controlador (figura 6.6) tiene la mejor solución. Luego, se distingue un *chattering* (un zig-zag) al comienzo del Sliding Mode lo cual representa su comportamiento inicial, hasta que se desaparece rápidamente.

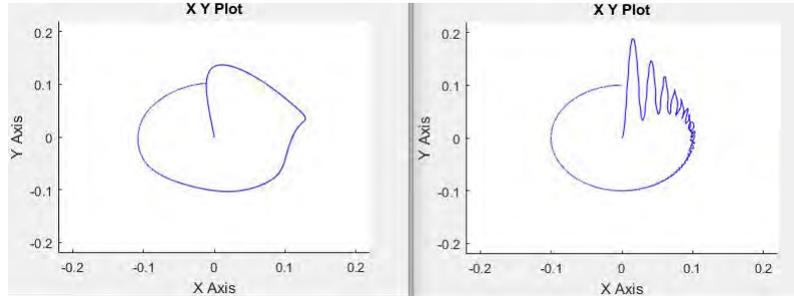


Figura 6.4: Izquierda, sin controlador. Derecha, con controlador.

Luego, se va a simular con una perturbación (Step) en el tiempo 5 segundos. Se observa (figura 6.5) que el sistema sin controlador (figura 6.7) se vuelve inestable ; sin embargo , el sistema con el controlador no lineal mantiene la trayectoria.

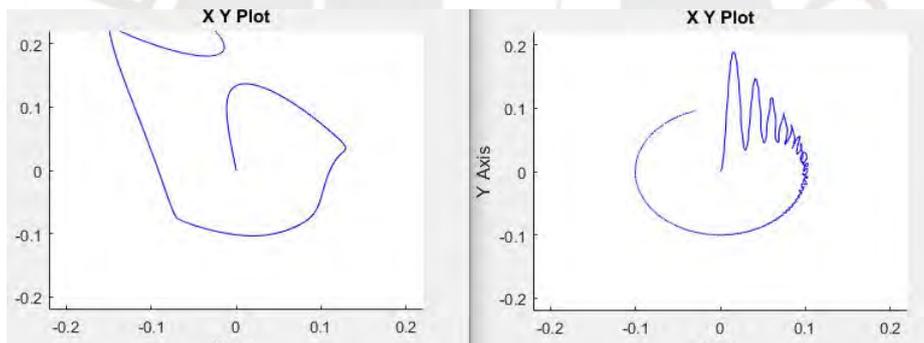


Figura 6.5: Izquierda, sin controlador. Derecha, con controlador.

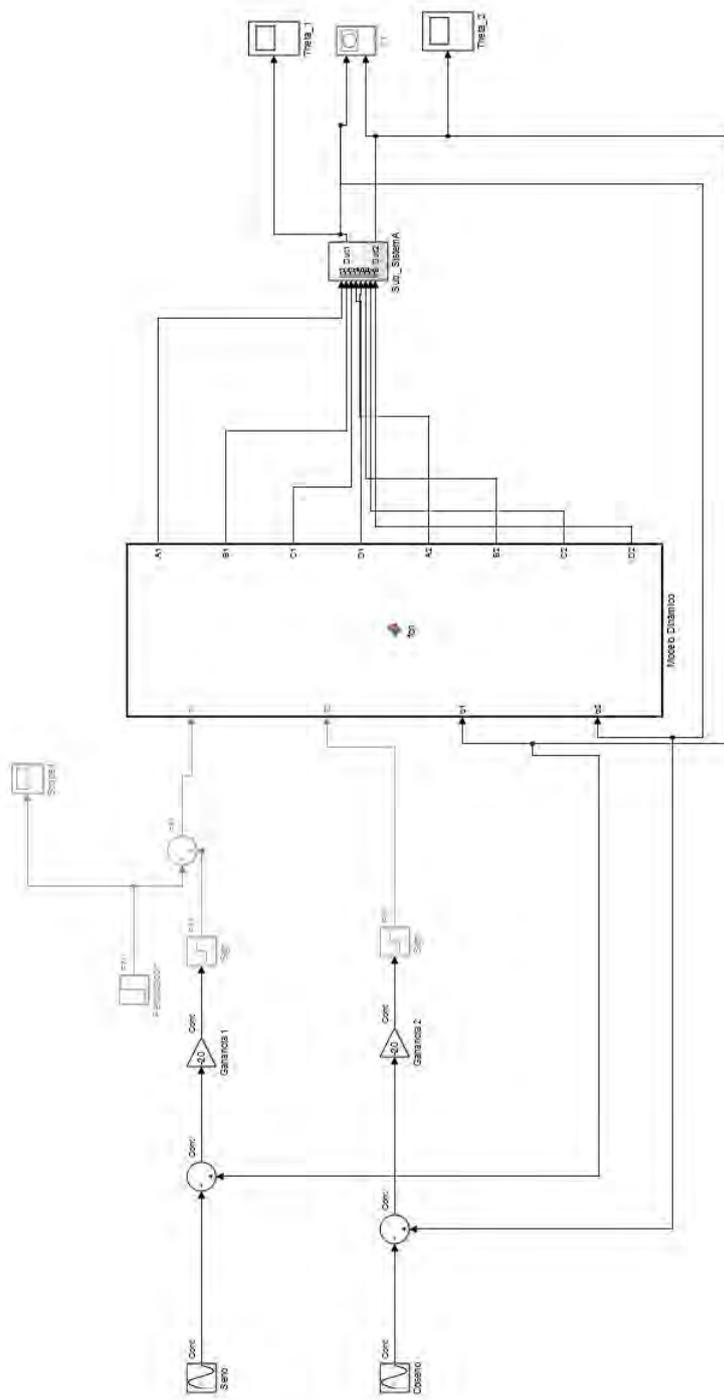


Figura 6.6: Perturbación y Sliding Mode.

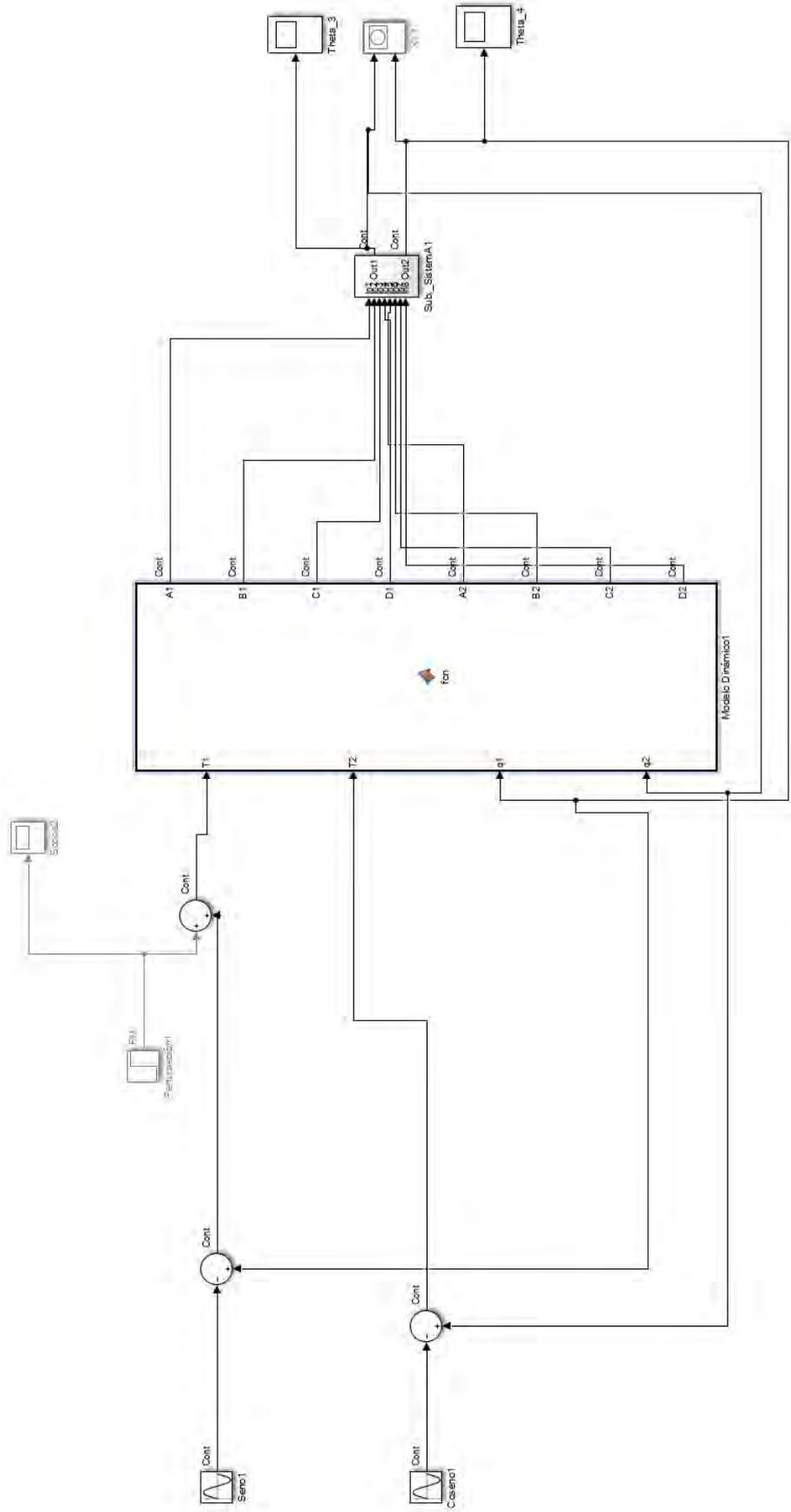


Figura 6.7: Perturbación sin controlador.

7 | Estimación de costos

En el presente capítulo se describen todos los costos del sistema, divididos en parte mecánica, electrónica y diseño. Para los elementos con en dolares se asume el cambio de moneda igual a s/. 3.30 Nuevos Soles.

7.0.1. Componentes electrónicos

Componente	Cantidad	P.Unitario	P.total
Reductor	2	957.25	1914.5
Motor	2	1338.75	2677.5
Encoder	2	279.65	559.3
Driver de motor 13A	2	48.37	96.74
Regulador voltaje	2	38.325	76.65
Fuente de voltaje AC/DC	1	119.7	119.7
Pantalla LCD	1	33.215	33.215
Sensor rotación (potenciometro)	1	4.515	4.515
Tiva C	1	42.7	42.7
			5524.82

Tabla 7.1: *Estimación de costos de componentes electrónicos.*

7.0.2. Componentes Mecánicos

Componente	Cantidad	P.Unitario	P.total
Rodamiento radial 15x32x9	6	5.25	31.5
Rodamiento radial 20x32x7	2	36.295	72.59
Tubo cuadrado de aluminio 38mm x 1.27	1	100	100
Plancha de acero 1.5 m x 2 m x 2 mm	1	25	25
Costo de manufactura	1	500	500
			229.09

Tabla 7.2: *Estimación de costos mecánicos.*

7.0.3. Diseño del sistema

Se considera que se trabajo durante 4 meses, y por cada semana 13 horas.

Descripcion	Cantidad	P.Unitario	P.total
Diseño del sistema	200	10	2000

Tabla 7.3: *Estimación de costos de diseño.*

7.0.4. Costo total

Dominio	Costo total
Electrónico	5524.82
Mecánico	229
Diseño	2000
	7753.82

Tabla 7.4: *Estimación del costo total .*

8 | Conclusiones y recomendaciones

- Se presento el diseño de un robot paralelo el cual puede llegar a brindar rehabilitación pasiva a las extremidades superiores en pacientes que han sufrido derrames cerebrales.
- Se diseño un mecanismo de dos grados de libertad dentro de las medidas exigidas.
- El sistema se diseño en base a dimensiones de las extremidades de una persona adulta. Para el caso de los niños es posible adaptarse, ajustando el nivel de altura del brazo con respecto al piso. Algo similar, sucedería con la trayectoria del end-effector en el espacio de trabajo, se programaría un movimiento con un recorrido más amplio para el caso de las personas mayores, y para el otro caso se programa un recorrido más pequeño.
- El sistema posee un peso final de 240 N que no excede los 300 N.
- El costo total del sistema es de S/. 7753 .
- Se aplicó el algoritmo de control no lineal *Sliding Mode* para el control de trayectoria. Se simuló ante perturbaciones y se logró mantener el recorrido.
- Para futuras mejoras seria implementar la rehabilitación activa, donde el paciente tendrá que vencer la resistencia que el robot le opondrá siguiendo alguna ruta establecida que se puede mostrar interactivamente en monitor.
- Una desventaja de usar *Sliding Mode* es que reduce el tiempo de vida de los actuadores, para ello se utiliza una variante que resulta ser la combinación de *Sliding Mode* con PID. Con ello se logra reducir la velocidad de cambio para el actuador

generada por Sliding Mode reduciendo su velocidad ; pero se pierde rapidez en reducir el error.

- En el caso que se implemente la rehabilitación activa, se puede aplicar el algoritmo de control por impedancia el cual se usa mucho para la interacción robot máquina.



A | Anexos

A.1. Cotizaciones

GEAR	Planetary Gearhead GP 52 C Ø52 mm, 4 - 30 Nm, Ceramic Version Part No.: 223094	€355.91	Details
	Diameter: 52 mm Reduction Ratio: 91 : 1 Torque: 30 Nm		> Change > Remove
MOTOR	RE 40 Ø40 mm, Graphite Brushes, 150 Watt Part No.: 148867	€379.00	Details
	Diameter: 40 mm Type performance: 150 W Nominal voltage: 24 V Idle speed: 7580 rpm Maximum torque: 177 mNm		> Change
COMPACT DRIVES No Compact Drives to fit to your combination			
SENSOR	Encoder HEDS 5540, 500 CPT, 3 Channels Part No.: 110511	€74.91	Details
	Counts per turn: 500 channels: 3 line driver: No		> Change > Remove

Figura A.1: Motores, encoders y reductores.

VXB
61804-2RZ Radial Ball Bearing Double Shielded Bore Dia.
20mm OD 32mm Width 7mm



Price: **\$10.37** + Free Shipping

In Stock.

Estimated Delivery Date: Tuesday, Nov. 22 when you choose Two-Day Shipping at checkout.

Ships from and sold by **VXB Bearing**.

Figura A.2: Rodamiento.

6002-ZZ Radial Ball Bearing 15X32X9



- Single Row Radial Ball Bearing
- Made of Chrome Steel
- Pre-lubricated with grease
- Double Shields with metal

Details

SKU 6002-ZZ
Our price: **\$1.54**

Options

Quantity

Add to cart

[Ask a question about this product](#)

Figura A.3: Rodamiento.

Pololu 5V, 2.5A Step-Down Voltage Regulator D24V25F5



Pololu item #:	2850	375 in stock
Price break	Unit price (US\$)	
1	10.95	
5	9.95	
25	8.95	
100	7.95	

Quantity: [Add to cart](#) [Add to wish list](#)

[backorders](#) allowed

Figura A.4: *Regulador 5V Pololu.*

Part Number	Buy from Texas Instruments or Third Party	Buy from Authorized Distributor	Status
EK-TM4C123GXL: Tiva™ C Series TM4C123G LaunchPad Evaluation Kit	\$12.99(USD) In Stock Typically Ships in 1 to 3 Business Days Buy from TI	Pricing may vary. Buy from distributor	ACTIVE

Figura A.5: *Microcontrolador.*



Cytron 13A, 5-25V Single DC Motor Controller
 Product Code : RB-Cyt-132

★★★★★ 23 Review(s)

USD \$13.82

[In stock](#)

Figura A.6: *Driver de motor.*



Product Overview	
Digi-Key Part Number	67-1778-ND
Quantity Available	2,617 Can ship immediately
Manufacturer	Lumex Opto/Components Inc.
Manufacturer Part Number	LCM-S01601DTR
Description	Character LCD Display Module Reflective 5 x 8 Dots TN - Twisted Nematic Without Backlight Parallel 80.00mm x 36.00mm x 8.80mm
Lead Free Status / RoHS Status	Lead free / RoHS Compliant
Moisture Sensitivity Level (MSL)	1 (Unlimited)
Manufacturer Standard Lead Time	12 Weeks

Price & Procurement		
Quantity	<input type="text"/>	
67-1778-ND		
Customer Reference		
Add to Cart		
All prices are in USD.		
Price Break	Unit Price	Extended Price
1	9.49000	9.49
10	8.59200	85.92
100	5.72800	572.80
250	5.37000	1,342.50
500	4.92250	2,461.25
1,000	4.65400	4,654.00
2,500	4.47500	11,187.50
5,000	4.38550	21,927.50
10,000	4.29600	42,960.00

Documents & Media	
Product Training Modules	LEDs LCD Technology Extreme Temperature LCDs Benefits of Custom LED and LCD Technology Bi-Stable LCD Technology
Online Catalog	InfoVue™

Figura A.7: Pantalla LCD.





MEAN WELL

LRS-350 Series 350 W Single Output 24 V Encapsulated Switching Power Supply

Mfr Part#: LRS-350-24
 Mounting Method: Surface Mount
 Packaging: BOX
 Std Packaging Qty: 1

RoHS COMPLIANT LEAD Free

Share

Download Center

[Datasheet](#)

Prices	
	\$34.20 USD (each)
1 - 4	\$34.20
5 - 19	\$30.92 (Save 10%)
20+	\$27.77 (Save 19%)

Availability	
Qty in Stock :	57
Factory Stock :	10
Factory Lead-Time:	5-10 Days
Min. Order Qty:	1
Multiple of:	1

Quantity	
<input type="text" value="1"/>	Add To Cart

Figura A.8: Fuente de poder AC/DC.



Product Overview	
Digi-Key Part Number	987-1649-ND
Quantity Available	5,805 Can ship immediately
Manufacturer	TT Electronics/Bi
Manufacturer Part Number	P0915N-FC15BR10K
Description	10k Ohm 1 Gang Linear Panel Mount Potentiometer None 1 Turn Conductive Plastic 0.05W, 1/20W PC Pins, Board Locks
Lead Free Status / RoHS Status	Lead free / RoHS Compliant
Moisture Sensitivity Level (MSL)	1 (Unlimited)
Manufacturer Standard Lead Time	10 Weeks

Price & Procurement		
Quantity	<input type="text"/>	
987-1649-ND		
Customer Reference		
Add to Cart		
All prices are in USD.		
Price Break	Unit Price	Extended Price
1	1.29000	1.29
10	1.14000	11.40
25	1.02600	25.65
50	0.98800	49.40

Figura A.9: Sensor de rotación (potenciómetro).

Bibliografía

- [1] Instituto Nacional de Ciencias Neurológicas. *Estadísticas de Morbilidad*. 2016. URL: <http://www.incn.gob.pe/images/ESTADISTICAS/06/20MORBIMORTALIDAD/202016.pdf>. Fecha de Consulta : Agosto 2016.
- [2] American Heart Association. *Heart Disease and Stroke Statistics*. 2013. URL: <http://www.circ.ahajournals.org/content/127/>. Fecha de Consulta : Agosto 2016.
- [3] Sohu.com. *Two Million People Suffer Stroke Every Year in China*. 2012. URL: <http://www.health.sohu.com/20120816/n350816585>. Fecha de Consulta : Agosto 2016.
- [4] Cognifit Research. *Plasticidad Neuronal y Cognición*. URL: <https://www.cognifit.com/es/plasticidad-cerebral>.
- [5] C. Butefisch, H. Hummelsheim , P. Denzler and K. Mauritz. “Repetitive training of isolated movements improves the outcome of motor rehabilitation of the centrally paretic hand”. En: *Journal of the Neurological Sciences* 130.1 (1995), págs. 59-68. DOI: [http://www.jns-journal.com/article/0022-510X\(95\)00003-K/pdf](http://www.jns-journal.com/article/0022-510X(95)00003-K/pdf).
- [6] UTHealth. *Stroke Symptoms, Prevention, and Clinics*. 2008. URL: <https://med.uth.edu/neurology/specialty-programs/ut-stroke/stroke-symptoms-prevention-and-background/>. Fecha de Consulta : Agosto 2016.

-
- [7] Ingrid Brenner. “Effects of Passive Exercise Training in Hemiplegic Stroke Patients:A Mini-Review”. En: *Sports Medicine and Rehabilitation Journal* (2018), 3(3): 1036.
- [8] North Mississippi Medical Center. *Acute Rehabilitation*. URL: http://www.nmhs.net/rehab_acute.php. Fecha de Consulta : Agosto 2016.
- [9] Universidad Miguel Hernández de Elche. *Lesson 1: Motion and degrees-of-freedom of parallel robots*. URL: <http://arvc.umh.es/parola/lesson1.html>. Fecha de Consulta : Agosto 2016.
- [10] MECADEMIC, *What is a parallel robot?* 2016. URL: <http://www.mecademic.com/What-is-a-parallel-robot.html>. Fecha de Consulta : Agosto 2016.
- [11] SrinathDr. A. Srinath Srinath. A. “Analysis and Synthesis of Parallel Robots for Medical Applications”. En: ().
- [12] Universidad Miguel Hernández de Elche. *Lesson 1: Motion and degrees-of-freedom of parallel robots*. URL: <http://arvc.umh.es/parola/lesson1.html>. Fecha de Consulta : Agosto 2016.
- [13] ParalleMIC. *The True Origins of Parallel Robots*. URL: <http://www.parallemic.org/Reviews/Review007.html>. Fecha de Consulta : Agosto 2016.
- [14] Cesare Lombroso , Mary Gibson , Nicole Hahn Rafter. *Criminal Man*. Duke University Press, , 2006. ISBN: 0822337231.
- [15] Amos Morich-Reich, “Anthropology, standardization and measurement: Rudolf Martin and anthropometric photography”. En: *The British Journal for the History of Science* 46.1 (2013), págs. 487-516. DOI: <http://journals.cambridge.org/action/displayAbstract?fromPage=online&aid=8970746&fileId=S000708741200012X>.

-
- [16] U.S. Department of Health and Human Services, “Anthropometric Reference Data for Children and Adults: United States, 2007–2010”. En: *Journal of the Neurological Sciences* 11.252 (2012), págs. 1-48. DOI: http://www.cdc.gov/nchs/data/series/sr_11/sr11_252.pdf.
- [17] R. Drillis and R. Contini. *Body Segment Parameters*. URL: <https://ergonomia2010.files.wordpress.com/2010/05/proporcionesrelativash.jpg>.
- [18] E Ringelstein. *Der ischämische Schlaganfall Eine praxisorientierte Darstellung von Pathophysiologie, Diagnostik und Therapie*. Stuttgart: Kohlhammer Verlag, 2007.
- [19] 2014. URL: <https://www.understood.org/es-mx/learning-attention-issues/child-learning-disabilities/movement-coordination-issues/all-about-fine-motor-skills>.
- [20] H. S. Jorgensen y col. “Who Benefits From Treatment and Rehabilitation in a Stroke Unit? : A Community-Based Study”. En: *Stroke* 31.2 (2000), págs. 434-439. DOI: 10.1161/01.str.31.2.434.
- [21] Alexander G Reeves. *Disorders of the nervous system*. Year Book Medical Publishers, 1981.
- [22] 2010. URL: [http://www.news-medical.net/health/What-is-Neurogenesis-\(Spanish\).aspx](http://www.news-medical.net/health/What-is-Neurogenesis-(Spanish).aspx).
- [23] J. Altman. “Are New Neurons Formed in the Brains of Adult Mammals?” En: *Science* 135.3509 (1962), págs. 1127-1128. DOI: 10.1126/science.135.3509.1127.
- [24] Margarita Young James ATolentino. “Neuroplasticity and Its Applications for Rehabilitation”. En: *American Journal of Therapeutics* 18.1 (2011), págs. 70-80. DOI: 10.1097/mjt.0b013e3181e0f1a4.

-
- [25] R. Loureiro, “Rehabilitation Robotics Performance-Based Progressive Robot-Assisted Therapy”. En: *Journal of the Neurological Sciences* 15.1 (2003), págs. 7-20.
- [26] SabereCiencias. *El uso de robots como apoyo en terapia ocupacional | Saberes y Ciencias*. URL: <http://saberesciencias.com.mx/2015/04/06/el-uso-de-robots-como-apoyo-en-terapia-ocupacional/>.
- [27] R. Loureiro et al. , “Rehabilitation robotics: pilot trial of a spatial extension for MIT- Manus”. En: *J Neuroeng Rehabil* 1.1 (2004), pág. 5.
- [28] Peter S. Lum et al. “MIME robotic device for upper-limb neurorehabilitation in subacute stroke subjects: A follow-up study”. En: *Journal of Rehabilitation Research and Development* 43.5 (2006), págs. 631-642.
- [29] GENTLE. *Robotic assistance in neuro and motor rehabilitation*. URL: <http://www.gentle.rdg.ac.uk/>.
- [30] Jaime Martínez. 2013. URL: <https://engineerjau.wordpress.com/2013/07/07/on-the-basis-of-workspaces-of-robotic-manipulators-part-1/>.
- [31] 2016. URL: <http://www.acq.osd.mil/rd/hptb/hfetag/>.
- [32] Tözeren Aydin. *Human body dynamics: classical mechanics and human movement*. Springer, 1999.
- [33] Exercise Prescription on Internet. *Body Segment Data*. URL: <https://exrx.net/Kinesiology/Segments>.
- [34] Ana Castañeda-Guarderas y col. “Registro de pacientes con accidente cerebro vascular en un hospital público del Perú, 2000-2009”. En: *Revista Peruana de Medicina Experimental y Salud Pública* 28.4 (2011), págs. 623-627. DOI: 10.1590/s1726-46342011000400008.

-
- [35] Rosalio Avila Chaurand. *Dimensiones Antropométricas Población Lationamericana*. Universidad de Guadalajara, 2007.
- [36] Xin-Jun Liu, Jinsong Wang y G. Pritschow. “Kinematics, singularity and workspace of planar 5R symmetrical parallel mechanisms”. En: *Mechanism and Machine Theory* 41.2 (2006). DOI: 10.1016/j.mechmachtheory.2005.05.004.
- [37] Sergiu-Dan Stan, Radu Balan y Vistrian Maties. *Optimization of a 2 DOF Micro Parallel Robot Using Genetic Algorithms*. INTECH Open Access Publisher, 2008.
- [38] Herbert Wittel y col. *Roloff/Matek Maschinenelemente*. Springer Vieweg, 2015.
- [39] 2016. URL: <http://www.skf.com/pe/index.html?tabId=5>.
- [40] Maxon Motor. *DC motors and drive systems by maxon motor*. URL: <http://www.maxonmotor.com/maxon/view/content/index>.
- [41] Tien Dung, Hee-Jun Kang y Young-Soo Suh. “Chattering-Free Neuro-Sliding Mode Control of 2-DOF Planar Parallel Manipulators”. En: *International Journal of Advanced Robotic Systems* (2013), pág. 1. DOI: 10.5772/55102.
- 