



UNIVERSIDAD TECNÓLOGICA DE LA MIXTECA

REDISEÑO Y AUTOMATIZACIÓN DEL EXOESQUELETO ERH-UTM1

Tesis para obtener el título de:

Ingeniera en Mecatrónica

Presenta:

Jessica del Carmen Galeote López

Directora de tesis:

Dra. Esther Lugo González

Codirector de tesis:

Dr. Manuel Arias Montiel

Huajuapán de León, Oaxaca. junio, 2021

Dedicatoria

A Dios, que me guió por este camino y me permitió culminar este trabajo.

A mis padres Miguel Ángel Galeote Reyes y Raymunda López Arrieta, por ser mi apoyo incondicional, por todos sus consejos y sobre todo por enseñarme que rendirse no es una opción.

A mis hermanos Leonardo y Ángel, quienes han sido mi motivación para aprender cada día más y ser mejor; para poder ser para ellos un guía en el camino de la vida.

Agradecimientos

A la Dra. Esther Lugo González y al Dr. Manuel Arias Montiel, por apoyarme y darme las facilidades para realizar este proyecto pese a la contingencia, que no permitía realizarlo de forma presencial. Gracias por todo su tiempo y esfuerzo dedicado a la realización de estas tesis y sobre todo por su paciencia.

A mis sinodales, especialmente al Dr. Ricardo Tapia Herrera, por su apoyo y su dedicación en resolver mis dudas, por todas sus ideas y orientación, al Dr. José Gabriel Mendoza Larios, por su apoyo, su tiempo al asesorarme y toda la enseñanza brindada. De igual manera agradezco al Dr. Fermín Hugo Ramírez Leyva por aceptar ser uno de mis revisores, por todas sus observaciones y comentarios.

A Noel, por todas las risas y los buenos momentos, pero también por el apoyo y la solidaridad en todos los malos, especialmente por ayudarme a ser la mejor versión de mí y confiar en mí aun cuando yo no lo hacía.

A Kelly, por haber estado siempre conmigo durante todos esos buenos y malos momentos que se han presentado a lo largo de este viaje, por todos sus consejos, su tiempo y todas las risas. Por ser mi primera amiga y hermana.

A los amigos que marcaron mi vida y sin los cuales no sería lo que soy hoy, por aquellos que me demostraron que no estaba sola, aquellos con los cuales compartimos fiestas, pero también extraordinarios, gracias por tocar mi vida.

A mis familiares, por todo su apoyo, por sus palabras de aliento y sus consejos, sobre todo gracias por tenerme siempre presente en sus oraciones.

A la Universidad Tecnológica de la Mixteca, por todos los conocimientos y recursos que ha puesto a mi disposición y por darme la oportunidad de formarme profesionalmente.

Gracias.

Índice general

| | |
|--|-----------|
| 1. Introducción | 1 |
| 1.1. Antecedentes | 2 |
| 1.1.1. Exoesqueletos | 2 |
| 1.1.2. Exoesqueletos en rehabilitación | 5 |
| 1.1.3. Exoesqueletos de miembro superior | 7 |
| 1.2. Planteamiento del problema | 14 |
| 1.3. Justificación | 15 |
| 1.4. Objetivos | 17 |
| 1.5. Metodología | 18 |
| 1.6. Estructura de la tesis | 19 |
| | |
| 2. Marco teórico | 21 |
| 2.1. Estructura del hombro | 21 |
| 2.2. Biomecánica del hombro | 22 |
| 2.2.1. La flexoextensión y la aducción | 22 |
| 2.2.2. La abducción | 23 |
| 2.2.3. Flexoextensión horizontal | 25 |
| 2.3. Terapia de rehabilitación | 26 |
| 2.3.1. Terapia ocupacional | 27 |
| 2.4. Rediseño | 28 |
| 2.4.1. Prototipado virtual | 29 |
| 2.5. Automatización | 30 |

| | |
|--|------------|
| 3. Rediseño del rehabilitador | 33 |
| 3.1. Movilizador | 34 |
| 3.2. Selección de materiales | 34 |
| 3.2.1. Simulaciones por método de elemento finito | 36 |
| 3.2.2. Resultados de las simulaciones | 37 |
| 3.3. Selección de actuadores | 45 |
| 3.3.1. Cálculo del par | 45 |
| 3.3.2. Comparación de motores | 48 |
| 4. Control | 57 |
| 4.1. Cinemática del robot | 57 |
| 4.1.1. Parámetros de Denavit Hartenberg | 57 |
| 4.2. Dinámica del robot | 60 |
| 4.2.1. Método de Euler-Lagrange | 60 |
| 4.3. Técnicas de control | 62 |
| 4.3.1. Control PD con compensación precalculada de gravedad | 62 |
| 4.3.2. Control PID | 63 |
| 4.3.3. Control tangente hiperbólica | 64 |
| 4.4. Generación de trayectorias | 64 |
| 4.5. Implementación numérica del sistema de control | 67 |
| 4.6. Resultados del control | 78 |
| 5. Electrónica y potencia | 83 |
| 5.1. Sensores | 84 |
| 5.2. Controladores | 85 |
| 5.2.1. Controlador motor brushless | 85 |
| 5.2.2. Controlador motor DC | 87 |
| 5.2.3. Fuente de alimentación | 90 |
| 5.3. Interfaz | 92 |
| 5.4. Simulaciones del sistema electrónico | 94 |
| 6. Análisis de resultados | 101 |

| | |
|---|------------|
| 7. Conclusiones y trabajos futuros | 105 |
| Referencias | 108 |
| Anexos | 114 |
| A. Dibujos técnicos | 115 |
| B. Matrices del modelo dinámico | 125 |
| C. Scripts | 133 |

Índice de figuras

| | |
|---|----|
| 1.1. Exoesqueleto Hal [4]. | 3 |
| 1.2. Exoesqueleto de MarsiBionics [5]. | 4 |
| 1.3. Prótesis de pierna [6]. | 4 |
| 1.4. Exoesqueleto Kinetec [9]. | 7 |
| 1.5. Rehabilitador MAHI [10]. | 8 |
| 1.6. Exoesqueleto Harmony [11]. | 9 |
| 1.7. Exoesqueleto NX-A2 [12]. | 9 |
| 1.8. Exoesqueleto ALEx [13]. | 10 |
| 1.9. Exoesqueleto EXO-UL8 [14]. | 11 |
| 1.10. Exoesqueleto Orte [15]. | 11 |
| 1.11. Exoesqueleto ERH-UTM1 [1]. | 12 |
| 1.12. Prototipo virtual de exoesqueleto rehabilitador [16]. | 13 |
| 1.13. Metodología para el diseño de prototipos [21]. | 18 |
| 2.1. Ejes del hombro [23]. | 21 |
| 2.2. Planos de referencia del cuerpo [23]. | 22 |
| 2.3. Movimiento de flexoextensión y aducción [23]. | 23 |
| 2.4. Movimiento de abducción [23]. | 24 |
| 2.5. Movimiento de flexoextensión horizontal [23]. | 25 |
| 2.6. Sistemas de gestión de datos de productos. Adaptado de [28]. | 29 |
| 2.7. Diagrama de bloques de la automatización [30]. | 31 |
| 3.1. Rehabilitador actual. | 34 |
| 3.2. Análisis con MEF. | 36 |
| 3.3. Resultados de tensiones en la estructura. | 38 |

| | |
|---|----|
| 3.4. Resultados de los desplazamientos en la estructura. | 38 |
| 3.5. Eslabón anterior de aluminio | 42 |
| 3.6. Propuesta de eslabón de nylamid | 42 |
| 3.7. Maquinado CAM de los eslabones. | 43 |
| 3.8. Ensamble final. | 44 |
| 3.9. Par máximo flexoextensión. | 47 |
| 3.10. Par máximo de abducción. | 48 |
| 3.11. Motor 54DMWH75 [40]. | 50 |
| 3.12. Motor GW4058-555. | 50 |
| 3.13. Tren de engranes. | 52 |
| 4.1. Modelo simplificado del manipulador. | 58 |
| 4.2. Diagrama de control PD con compensación de gravedad precalculada [43]. | 63 |
| 4.3. Diagrama de control PID [44]. | 63 |
| 4.4. Gráfica de los puntos de control | 65 |
| 4.5. Gráfica de la curva de Bézier | 66 |
| 4.6. Exoesqueleto en MSC Adams. | 67 |
| 4.7. Diagrama de conexión entre Adams View y Simulink. | 68 |
| 4.8. Diagrama de bloques del controlador PD con compensación precalcu- lada de la gravedad. | 69 |
| 4.9. Trayectoria aplicando el controlador PD con compensación precalcu- lada de la gravedad. | 70 |
| 4.10. Par requerido del controlador PD con compensación precalculada de la gravedad | 71 |
| 4.11. Diagrama de bloques del controlador PID | 72 |
| 4.12. Trayectoria aplicando el control PID | 73 |
| 4.13. Par requerido del controlador PID | 73 |
| 4.14. Diagrama de bloques del control tanh. | 74 |
| 4.15. Trayectoria aplicando el control tanh | 75 |
| 4.16. Par requerido del controlador tanh | 75 |
| 4.17. Comparación entre el EMC de los controladores. | 76 |
| 4.18. Comparación entre la dinámica del error de los controladores. | 77 |

| | |
|--|-----|
| 4.19. Comparación entre los pares requeridos por los controladores | 77 |
| 4.20. Movimiento de la articulación 3 sin control | 78 |
| 4.21. Movimiento de la articulación 3 con control | 79 |
| 4.22. Movimiento de la articulación 2 sin control | 80 |
| 4.23. Movimiento de la articulación 2 con control. | 80 |
| 4.24. Movimiento de la articulación 1 sin control | 81 |
| 4.25. Movimiento de la articulación 1 con control | 82 |
| 4.26. Movimiento de la articulación 2 con control | 82 |
| | |
| 5.1. Diagrama de funcionamiento. | 83 |
| 5.2. Encoder magnético con sensores de efecto Hall [49]. | 84 |
| 5.3. Controlador motor Phidgets [40]. | 86 |
| 5.4. Conector VINT. | 86 |
| 5.5. Diagrama de conexión motor brushless. | 87 |
| 5.6. Tarjeta Arduino® [51]. | 88 |
| 5.7. Controlador VNH2SP30 [52]. | 89 |
| 5.8. Diagrama de conexión motor DC. | 90 |
| 5.9. Fuente de alimentación. | 91 |
| 5.10. Convertidor reductor LM2596 [53]. | 92 |
| 5.11. Interfaz gráfica del exoesqueleto. | 92 |
| 5.12. Botones y campos. | 93 |
| 5.13. Virtual Serial Port Driver | 94 |
| 5.14. Interfaz de usuario. | 96 |
| 5.15. Mensaje de advertencia. | 96 |
| 5.16. Diagrama esquemático del circuito en Proteus. | 97 |
| 5.17. Rutina de flexión en interfaz. | 97 |
| 5.18. Rutina de abducción en interfaz. | 98 |
| 5.19. Rutina de flexión horizontal. | 98 |
| 5.20. Conexión entre Matlab y Proteus. | 99 |
| | |
| 6.1. Peso de los prototipos | 102 |
| 6.2. Par de los mecanismos | 103 |
| 6.3. Comparación de resultados | 104 |

| | |
|---|-----|
| A.1. Ensamble explosionado | 123 |
| B.1. Planta del modelo dinámico | 130 |
| B.2. Bloque de ecuaciones del modelo dinámico | 130 |
| B.3. Valores del par 3 | 131 |

Índice de tablas

| | |
|---|-----|
| 3.1. Matriz morfológica de materiales | 35 |
| 3.2. Características de los materiales propuestos | 39 |
| 3.3. Consideraciones de selección de material | 40 |
| 3.4. Medidas del brazo [39] | 45 |
| 3.5. Comparación de los motores | 49 |
| 3.6. Comparación entre materiales de engranes | 53 |
| 4.1. Parámetros DH del robot | 59 |
| 4.2. Regla de sintonía de Ziegler-Nichols basada en la ganancia crítica K_{cr} y periodo crítico P_{cr} (segundo método). Adaptado de [[44],[47]]. | 69 |
| 4.3. Ganancias para el controlador PD con compensación de gravedad | 70 |
| 4.4. Ganancias para el controlador PID | 72 |
| 4.5. Ganancias para el controlador tanh | 74 |
| 5.1. Requerimientos de corriente del sistema | 91 |
| 6.2. Comparación de los controladores | 103 |
| A.1. Piezas del ensamble. | 123 |
| B.1. Parámetros del rehabilitador. | 125 |

Resumen

En el presente trabajo se lleva a cabo el rediseño y la automatización del exoesqueleto ERH-UTM1, el cual fue desarrollado como tema de tesis por la M. en R. Deira Sosa [1]. Para dar continuidad a dicho proyecto, se han realizado algunas modificaciones en la estructura del dispositivo y se han diseñado los sistemas necesarios para que el rehabilitador genere los movimientos de la rutina de terapia de hombro de forma automática.

Se presentan los sistemas mecánico, electrónico y de control diseñados para llevar a cabo la automatización del dispositivo, comenzando por el rediseño de la estructura, donde se realiza una propuesta de cambio de material en los eslabones. Posteriormente se realiza el diseño de las trayectorias que seguirá el exoesqueleto durante las rutinas de rehabilitación y se realiza una comparación entre tres controladores (PDcG, PID, tanh), realizando una co-simulación entre Adams y Simulink, donde se selecciona el controlador con los mejores resultados.

Por otra parte, se realiza el diseño de un circuito eléctrico para controlar el movimiento de los motores, el cual se conecta mediante un puerto serial virtual con una interfaz desarrollada en Matlab, donde se realiza la configuración del movimiento de la rutina. Como resultados se presenta una comparación entre los datos del modelo original y lo desarrollado en este trabajo, respecto a la disminución del peso, el cambio de material y la propuesta del sistema de control. Por último se presentan las conclusiones y las proyecciones futuras para éste trabajo.

Capítulo 1

Introducción

La robótica es la ciencia que combina la mecánica, electrónica, informática e inteligencia artificial, esta tiene como fin la creación de sistemas robóticos [2]. Estos sistemas se han desarrollado con diferentes objetivos a lo largo de los años, uno de los principales era facilitar la realización de tareas; inicialmente su uso estaba restringido únicamente a las fábricas, donde se usaban para realizar tareas repetitivas con gran precisión, además de ser usados en ambientes hostiles para las personas, sin embargo, se fueron extendiendo y migrando a otros sectores llegando, inclusive a interactuar con los humanos. Los seres humanos pasaron de ser operarios a portadores de los robots, por lo que surgió el concepto de los robots usables o portátiles.

Estos dispositivos operan junto a extremidades humanas, como en el caso de robots ortésicos o exoesqueletos. Los robots portátiles son una tecnología que extiende, complementa, sustituye o mejora la función y capacidad humana, o faculta o reemplaza una parte del cuerpo donde se usa [3].

Los robots ortésicos o exoesqueletos, operan en paralelo a las extremidades del usuario y mediante la transmisión de la fuerza proveniente de los actuadores, permiten realizar diversos movimientos. Los exoesqueletos para los miembros superiores tienen una complejidad basada en un alto número de grados de libertad, a diferencia de los exoesqueletos para miembros inferiores cuya complejidad se concentra en la fuerza.

Los exoesqueletos aplicados en la rehabilitación ayudan a recuperar la función y la movilidad. En el caso de los exoesqueletos para miembros superiores el principal objetivo es la manipulación. Su cadena cinemática está conformada por las articulaciones del hombro, codo y muñeca, además las secciones del brazo, antebrazo y la mano.

La rehabilitación del miembro superior mediante exoesqueletos requiere que estos realicen movimientos que ayuden a aliviar el dolor, recuperar la movilidad del miembro y evitar la espasticidad articular. Para esto, los dispositivos deben realizar los movimientos específicos de las terapias de rehabilitación dependiendo de la articulación a tratar. En este proyecto se presentará el rediseño y la automatización de un exoesqueleto rehabilitador de hombro de 3 grados de libertad construido como proyecto de tesis de maestría por la M. en R. Deira Sosa Méndez [1], al cual se le ha nombrado ERH-UTM1, este dispositivo está diseñado para realizar los movimientos básicos de una terapia de hombro.

1.1. Antecedentes

1.1.1. Exoesqueletos

Un exoesqueleto, se define como un sistema biomecatrónico, donde el mecanismo se encuentra adaptado a la estructura física del cuerpo humano. Con un control que está conectado a las señales del cerebro y con actuadores que generan o reproducen las funciones del cuerpo, actuando como un solo sistema integrado que puede desarrollar actividades variadas [3].

El desarrollo de estos sistemas robóticos, comienza con un traje para potenciar las capacidades físicas de su portador, sin embargo, entre mayor era la fuerza que los exoesqueletos podían aportar, se volvían menos portátiles por los actuadores necesarios y las fuentes de energía para abastecerse.

El exoesqueleto es una especie de robot portátil. El aspecto singular de los exoesqueletos es que la cadena cinemática del mismo se asigna a la anatomía del cuerpo humano. Es ahí donde se da la correspondencia entre las articulaciones anatómicas

humanas y las mecánicas. Este cumplimiento cinemático es un aspecto clave para lograr interfaces ergonómicas humano-robot [3].

Existen diferentes tipos de robots portátiles, según la clasificación de Pons [3], se dividen en:

Robots de potenciación

Originalmente se definieron como una clase de robots que extiende la fuerza más allá de la capacidad natural mientras se mantiene el control humano del robot. Un aspecto específico y singular de los extensores es que la estructura del exoesqueleto se asemeja a la anatomía del cuerpo tal como se observa en la Figura 1.1.

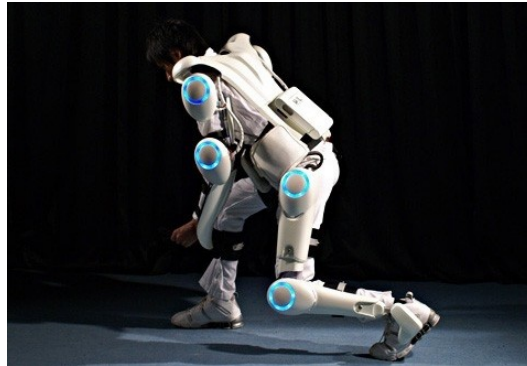


Figura 1.1: Exoesqueleto Hal [4].

Robots ortésicos

Una órtesis es una estructura mecánica que se asigna a la anatomía del ser humano, generalmente a alguna de sus extremidades (Figura 1.2). Su propósito es restaurar funciones perdidas o débiles, a sus niveles naturales, por ejemplo, después de una enfermedad o una condición neurológica. Las contrapartes robóticas de las órtesis son exoesqueletos robóticos. En este caso, la función del exoesqueleto es complementar la capacidad de la extremidad humana y restaurar la funcionalidad para las personas con discapacidad.



Figura 1.2: Exoesqueleto de MarsiBionics [5].

Robots protésicos

Una prótesis es un dispositivo electromecánico que sustituye las extremidades perdidas después de una amputación (Figura 1.3). Las contrapartes robóticas de las prótesis, toman la forma de dispositivos electromecánicos o extremidades robóticas, y hacen posible reemplazar la función del miembro perdido de una manera más cercana a la función humana natural. Esto se logra mediante el uso inteligente de tecnologías robóticas en términos de interacción humano-robot (que comprende detección y control) y actuación.



Figura 1.3: Prótesis de pierna [6].

1.1.2. Exoesqueletos en rehabilitación

Un exoesqueleto es un tipo de robot portátil donde cada eslabón es análogo a una parte de la estructura del cuerpo, de forma que las articulaciones humanas se correspondan con las mecánicas. En esta configuración, el dispositivo robótico guía el movimiento de las articulaciones intervenidas del paciente, actuando de manera independiente sobre los segmento del sistema óseo, comportándose como si fuera un sistema esquelético externo alrededor del paciente. La ventaja de este tipo de sistema es que permite enfatizar la terapia sobre cada región muscular, asegurando una recuperación uniforme del mismo, sin sobrecargar u omitir alguna articulación, sección o músculo [7].

Debido a la necesidad que existe sobre una terapia de rehabilitación, se ha optado por introducir la robótica en este ámbito de la medicina. Inicialmente, se han desarrollado mecanismos capaces de fungir como herramientas para los especialistas, facilitando las tareas de tratamiento y rehabilitación, sin embargo, estas herramientas siguen necesitando un operario además de un especialista vigilando las terapias en cada sesión.

Existen varios mecanismos usados en la rehabilitación de pacientes con alguna discapacidad motriz, sin embargo, el objetivo de automatizar estos dispositivos se centra en optimizarlos para proporcionar una herramienta útil para los especialistas. La inclusión de exoesqueletos en la rehabilitación se ha vuelto un tema recurrente en el área mecatrónica, ya que los sistemas electromecánicos permiten realizar los movimientos requeridos en la terapia con una mayor precisión y de una forma más eficiente. Estos dispositivos en algunos casos, sirven como un apoyo a la marcha y en otros para reactivar partes del cuerpo que han quedado inmóviles ya sea por lesión o intervenciones quirúrgicas [7].

Los exoesqueletos para rehabilitación se clasifican según numerosos criterios, adoptados por cada autor, a continuación, se presentan algunas de las clasificaciones. [[3],[7],[8]]

SEGÚN SU ASISTENCIA MOTRIZ

- Pasiva: en esta asistencia motriz, el movimiento es orientado por elementos mecánicos. Este tipo de rehabilitación no requiere del movimiento voluntario del paciente.
- Activa: los sistemas de asistencia motriz activa, buscan facilitar la realización de los ejercicios, con motores que aporten fuerza en el movimiento, en etapas más avanzadas del tratamiento, estos motores generan oposición, de modo que, permitan incrementar la fuerza que el paciente debe ejercer para completar cada terapia.

SEGÚN SU MOVILIDAD

- Exoesqueleto fijo: está unido en un extremo a una base o soporte, como una pared o techo.
- Exoesqueleto apoyado: está unido a una estructura móvil o riel, de igual forma puede estar apoyado en una superficie.
- Exoesqueleto portable: son diseñados para ser portados por el paciente, moviéndose en conjunto.

SEGÚN LAS EXTREMIDADES ACTUANTES

- Miembros superiores: la función principal de las extremidades superiores es la manipulación; por lo tanto, la cadena cinemática que consiste en las articulaciones del hombro, el codo y la muñeca junto con la parte superior del brazo, el antebrazo y los segmentos de mano tienen una movilidad considerable para proporcionar un alto grado de destreza durante la manipulación. Esto impone requisitos estrictos en términos de compatibilidad cinemática entre robots y humanos.
- Miembros inferiores: la función principal de las extremidades inferiores es proporcionar apoyo, estabilidad y movilidad (locomoción). Los exoesqueletos de extremidades inferiores apoyan a la marcha humana, lo que constituye un paradigma de interacción de humano-robot muy cercano.

1.1.3. Exoesqueletos de miembro superior

El hombro es una de las articulaciones más complejas del cuerpo humano por la gran variedad de movimientos que puede desarrollar. Las muchas interrelaciones que se dan entre sus partes, hacen que su rehabilitación tras una lesión sea más complicada si se compara con la de otras lesiones esquelito-musculares. Los modelos de exoesqueletos para la rehabilitación de hombro que se han desarrollado recientemente trabajan de forma autónoma, ofreciendo un mecanismo que no solo contempla la rehabilitación de hombro sino de todo el miembro superior; e inclusive cuentan con interfaces de usuario que vuelven la terapia más interactiva. Algunos de estos rehabilitadores se mencionan a continuación:

Exoesqueletos comerciales

KINETEC Centura Máquina CPM Hombro [9], es un dispositivo que permite un programa de rehabilitación temprano de hombro y codo. Tiene rangos de ejercicios con movimiento variable que contribuyen al alivio de la rigidez de articulaciones. Como se observa en la Figura 1.4, el dispositivo cuenta con 4 máquinas complementarias y flexibles que generan los movimientos más importantes del hombro y codo. Es capaz de ajustar el rango de movimiento y seleccionar el que se va a realizar.



Figura 1.4: Exoesqueleto Kinetec [9].

MAHI Exo-II [10] es un exoesqueleto de extremidades superiores para la reha-

bilitación de lesiones cerebrales y accidentes cerebrovasculares, como se muestra en la Figura 1.5. Las personas con discapacidades derivadas de un accidente cerebrovascular y LME necesitan la rehabilitación del codo, el antebrazo y la muñeca para restablecer la capacidad de realizar de manera independiente las actividades de la vida diaria (ADL). El exoesqueleto puede ser controlado por la posición o la fuerza en tiempo real a través de una interfaz en simulink. La adquisición de datos se realiza con un Q-8 USB, y los servoamplificadores lineales proporcionan el control actual de los actuadores. Los esquemas de control de retroalimentación de fuerza recientemente investigados incluyen la incorporación de agarre, detección de fuerza y actuadores elásticos en serie.

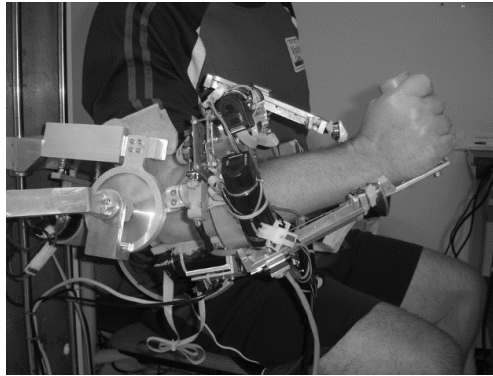


Figura 1.5: Rehabilitador MAHI [10].

Investigadores de la Escuela de Ingeniería de Cockrell en UT Austin han desarrollado un exoesqueleto de rehabilitación robótico de dos brazos (Figura 1.6), el primero de su tipo, que podría proporcionar un nuevo método de terapia de alta calidad basada en datos para pacientes que padecen enfermedades espinales y neurológicas. Los investigadores creen que HARMONY podría reducir el tiempo de recuperación de un paciente porque puede adaptarse a las formas específicas y correctivas que los humanos aprenden [11]. La compañía HarmonicBionics desarrolló una plataforma de software y mecatrónica modular, de alta velocidad y única para el control de movimiento y la interfaz de sensores, adaptada a las necesidades de las aplicaciones robóticas.

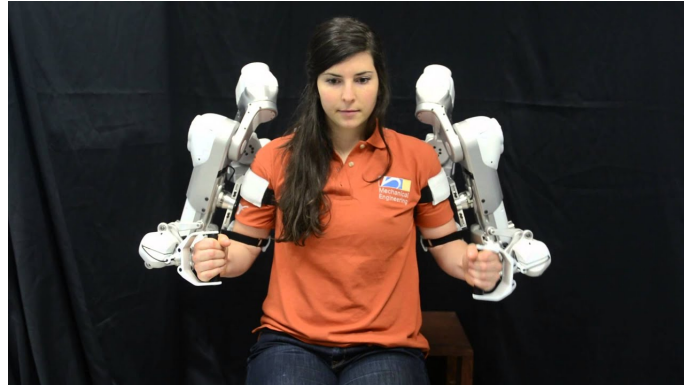


Figura 1.6: Exoesqueleto Harmony [11].

NX-A2 [12] es un robot colaborativo comercial con tecnología virtual de computadora integrada (Figura 1.7). Está diseñado para usarse con pacientes que sufren de hemiplejía y disfunción de las extremidades superiores. Cuenta con un sistema de retroalimentación de rendimiento y reacción a la carga y descarga. Mediante la tecnología virtual y uso de realidad aumentada, complementa la rehabilitación con entrenamiento dirigido personalizando aspectos de la terapia para cada paciente.



Figura 1.7: Exoesqueleto NX-A2 [12].

ALEx [13] es un exoesqueleto robótico con un marco estacionario, como se observa en la Figura 1.8, éste ayuda en la rehabilitación neuromotora de las funciones de las extremidades superiores. El diseño se deriva del laboratorio PERCRO de la escuela superior de Santa Anna y su aplicación se especializa en rehabilitación clínica

después de un accidente cerebrovascular, especialmente en las correspondientes a actividades del hombro. Puede lograr repetidamente movimientos guiados con fuerzas controladas y hace uso de una transmisión accionada por tendón para otorgar a los pacientes una alta portabilidad, bajo peso y alta transparencia durante el uso.



Figura 1.8: Exoesqueleto ALEx [13].

Exoesqueletos de investigación

EXO-UL8 [14] es un dispositivo desarrollado en la universidad de California. El dispositivo es un rehabilitador de miembro superior, el cual fue diseñado para moverse en el 95% del espacio de trabajo del brazo humano sano. Cuenta con 8 grados de libertad en cada brazo, un mecanismo telescópico que ajusta la longitud de cada eslabón y sensores que limitan a los motores para generar movimientos anatómicamente alcanzables, este exoesqueleto se puede apreciar en la Figura 1.9. El sistema de control se basa en una matriz jacobiana que recopila los datos de fuerza y par de los sensores ubicados en los brazos, antebrazos y muñecas. Estos datos se procesan y envían a los actuadores.

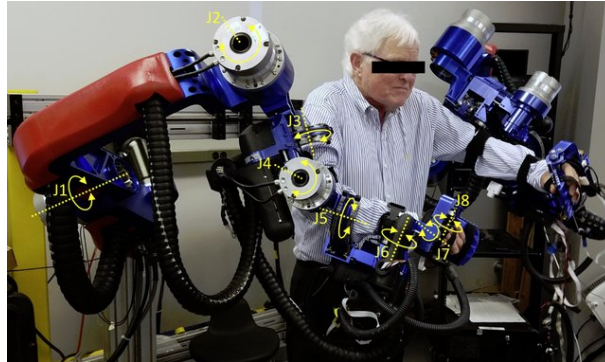


Figura 1.9: Exoesqueleto EXO-UL8 [14].

ORTE [15] es una plataforma robotizada de rehabilitación del miembro superior, centrada en devolver la movilidad a las articulaciones del hombro y del codo. Cuenta con un sistema de control inteligente, que le permite auto adaptarse según avanza la rehabilitación, su uso va desde la etapa de diagnóstico hasta la fase de oposición. De igual forma este dispositivo (Figura 1.10) cuenta con una amplia movilidad que le permite al exoesqueleto desarrollar movimientos de la vida diaria.



Figura 1.10: Exoesqueleto Orte [15].

El rehabilitador de 3 grados de libertad, diseñado y construido por la M. en R. Deira Sosa como proyecto de tesis en la Universidad Tecnológica de la Mixteca (UTM) [1], se trata de un modelo rehabilitador que posee 3 grados de libertad (Figura 1.11), esto le permite realizar los movimientos de flexoextensión, aducción, abducción y flexoextensión horizontal.

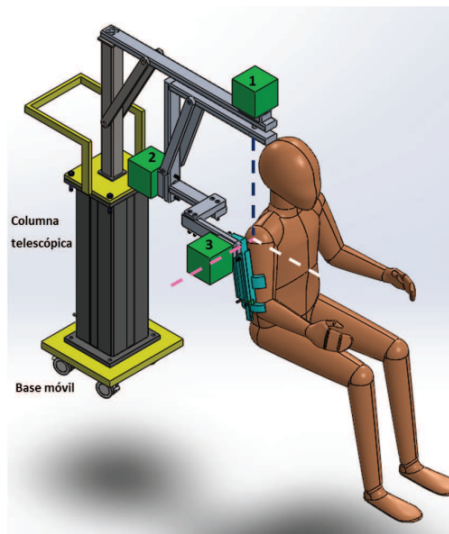


Figura 1.11: Exoesqueleto ERH-UTM1 [1].

Debido a la complejidad en el diseño y construcción de exoesqueletos para rehabilitación, se ha recurrido al desarrollo de proyectos o prototipos virtuales para aplicar conceptos más avanzados de la robótica, un ejemplo de esto se muestra en la Figura 1.12, diseñado por Merino [16].

El prototipado virtual tiene como objetivo validar el funcionamiento del dispositivo antes de ser probado con un paciente y realizar las modificaciones necesarias de forma rápida y sencilla para que el sistema se adapte de la mejor manera al cliente final ya sea un especialista o el mismo usuario.

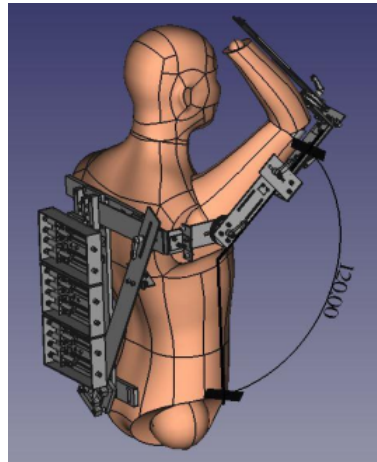


Figura 1.12: Prototipo virtual de exoesqueleto rehabilitador [16].

En el caso del exoesqueleto rehabilitador de hombro ERH-UTM1, una vez que se haya realizado la validación del prototipo virtual se puede tener una mejor perspectiva del proceso que involucra la manufactura del dispositivo, la selección de los actuadores y sensores, el funcionamiento de su sistema eléctrico y que la interacción por medio de la interfaz con el fisioterapeuta le permita a éste realizar una terapia de rehabilitación aplicando una fuerza o trabajo menor a como lo haría tratándose de una terapia manual.

Como se observa en el estado del arte, varios de los rehabilitadores están diseñados para tratar pacientes con problemas de movilidad debido a traumatismos o ACV (accidentes cerebrovasculares) donde el tipo de terapia que se ofrece es de carácter pasivo. La roboterapia se ha presentado como una solución viable para la recuperación en este tipo de afecciones.

Todos los dispositivos presentados están diseñados para proporcionar una terapia de rehabilitación al miembro superior, algunos de ellos solo trabajan con el hombro y el codo mientras otros se enfocan a todo el brazo. En lo que respecta a la automatización, estos dispositivos son totalmente automáticos, poseen actuadores que ayudan a realizar los movimientos de la terapia y algunos cuentan con entornos virtuales para mejorar la experiencia del paciente.

Con base en esto, se plantea que el exoesqueleto desarrollado por Sosa Méndez puede generar los movimientos necesarios para la rehabilitación de hombro de forma automática, debido a las consideraciones de diseño y el principio de funcionamiento del mismo.

1.2. Planteamiento del problema

En la Universidad Tecnológica de la Mixteca se maquinó la estructura de un exoesqueleto rehabilitador de hombro, realizado como proyecto de tesis por la Maestra Deira Sosa Méndez [1], el cual se ha nombrado ERH-UTM1.

El rehabilitador cuenta con una estructura móvil formada por eslabones de aluminio 6061, además de 3 ejes ubicados en los eslabones principales, que permiten los 3 grados de libertad necesarios para la realización de los movimientos de flexoextensión, abducción, aducción y flexoextensión horizontal.

El prototipo actual cumplió con los requerimientos y alcances especificados por la maestra Sosa, sin embargo, en su proyecto dejó indicados algunos trabajos futuros, los cuales se resolverán con este trabajo de tesis.

Para el funcionamiento deseado del prototipo, es necesario considerar los siguientes puntos:

- El movimiento se genera manualmente girando los eslabones; por ello se plantea colocar actuadores (motores) que realicen dichos movimientos.
- El peso del prototipo es de aproximadamente 15 kg lo que dificulta su manipulación tanto manual como mecánica; con el uso de otro material, se busca disminuir el peso de los eslabones, sin comprometer su rigidez estructural.
- Los motores previamente propuestos tienen un costo elevado debido al alto par que proporcionan; por medio de un mecanismo de engranes se pretende disminuir el par del motor requerido para generar los movimientos.
- La ubicación de los motores estaba prevista en el eje de rotación de los eslabones siendo esto ineficiente, ya que al unirse el eje de rotación con el eje del motor, se

limita la movilidad de los eslabones para realizar pruebas manuales y podrían llegar a barrerse ciertos engranes del motor, con un rediseño se busca colocar los motores en una ubicación conveniente para evitar este tipo de problemas.

- La restricción del acceso a los talleres de la universidad debido a la contingencia sanitaria que se vive actualmente y la falta de algunas herramientas para realizar la manufactura de las piezas diseñadas representa un problema para la construcción por lo que se ha propuesto el desarrollo de un prototipo virtual para la validación del funcionamiento.

El rediseño y la automatización del mecanismo tienen como objetivo que el dispositivo lleve a cabo los movimientos repetitivos de la terapia de forma precisa y segura sin presentar cambios en el funcionamiento.

1.3. Justificación

Un gran porcentaje de la población mexicana padece algún tipo de lesión en el hombro, sin embargo, en la actualidad no existe un rehabilitador de hombro que se adapte a las medidas antropométricas de la población y que además tenga un costo accesible. Con base en la información del IMSS [17], se observa que las lesiones de hombro más comunes son: capsulitis adhesiva del hombro, síndrome del manguito rotatorio (supraespinoso), síndrome de abducción dolorosa del hombro, bursitis del hombro, entre otras, aunque generalmente se diagnostica como hombro doloroso. Según los datos más actuales del Instituto Nacional de Rehabilitación [18], en el año 2011 se tuvieron 512 casos de lesiones ligamentarias y articulares de hombro.

La mayoría de estas lesiones pueden ser tratadas mediante rehabilitación, la existencia de un rehabilitador accesible y con un tamaño adecuado para la población permitirá acelerar el proceso de rehabilitación y ofrecer un mejor servicio a un mayor número de personas.

En el libro *Rehabilitation Robotics* [19] se recopila la información de más de 20 años de tratamientos, realizados en el Laboratorio Newman para Biomecánica y

Rehabilitación Humana del MIT, el libro contiene información y gráficas sobre la comparación entre las terapias impartidas por robots (robototerapia) y las impartidas por un fisioterapeuta, los datos demuestran que los sujetos atendidos con robototerapias mejoran en un menor tiempo. Tomando como base los estudios antes mencionados se vuelve evidente la necesidad de la automatización del rehabilitador, además de que éste sea de fácil operación, para asistir al especialista de una forma más eficiente en el tratamiento de una lesión de hombro.

En el área de rehabilitación, los robots se caracterizan por realizar movimientos de forma repetitiva durante largos periodos, teniendo una variación mínima entre la ejecución de cada ciclo. Esta característica los vuelve adecuados para ser usados como herramientas en el área de terapia ocupacional, donde es requerida la ejecución de una acción un gran número de veces para que el paciente aprenda mediante la repetición.

Como se ha mencionado en el estado del arte, un rehabilitador automatizado representa una ventaja en la tarea de generar una terapia de rehabilitación, debido a que ésta se realiza de forma precisa y segura, prescindiendo de la presencia del especialista en todo el momento de la terapia, esto a su vez, se traduce en un menor tiempo de recuperación.

El uso de un prototipo virtual en el proceso de automatización del rehabilitador representa una ventaja debido a la facilidad para rediseñar la estructura mecánica, obtener el modelo dinámico y cinemático, diseñar los sistemas de control y observar la interacción entre los diferentes sistemas, todo esto sin la necesidad de realizar su implementación física.

Una de las razones para desarrollar un prototipo virtual, desde el punto de vista académico, es la posibilidad de diseñar e implementar los diferentes sistemas presentes en el prototipo, sin la necesidad de construirlo. Esto permite el diseño de sistemas cada vez más complejos, en un menor tiempo y con una mayor fiabilidad del sistema [20].

El prototipo que se está desarrollando en la UTM podrá generar las trayectorias necesarias para la terapia de rehabilitación de hombro, mediante técnicas de control y validación de trayectorias, se desarrollará un prototipo funcional y automático, el cual posteriormente será probado para validar su óptimo funcionamiento.

1.4. Objetivos

Objetivo General

Realizar el rediseño y la automatización del exoesqueleto rehabilitador de hombro ERH-UTM1, utilizando un prototipo virtual, para generar de forma automática los movimientos de flexoextensión, abducción, aducción y flexoextensión horizontal, presentes en la terapia de hombro.

Objetivos Específicos

- Identificar los nuevos requerimientos del proyecto para establecer la planeación de las actividades y el diseño del prototipo virtual.
- Realizar el rediseño y las modificaciones del rehabilitador de hombro para reducir el peso de los eslabones y, por lo tanto, el par de los motores que se requerirán en la automatización del rehabilitador.
- Realizar el prototipo mecánico virtual para la selección y validación del material para las modificaciones de los eslabones.
- Diseñar los sistemas de control y la electrónica para dar seguimiento a las trayectorias específicas de la rutina de rehabilitación.
- Realizar las pruebas del sistema electrónico y la interfaz para la validación del movimiento de los actuadores.
- Validar el funcionamiento del prototipo virtual mecánico, el sistema de control, el sistema eléctrico y la interfaz, mediante simulaciones de cada sistema y la adecuada interacción entre estos.

1.5. Metodología

La metodología en proyectos mecatrónicos industriales [21], es la base para el desarrollo de este trabajo, en ella convergen sistemas mecánicos, electrónicos y computacionales que dan como resultado un prototipo automatizado. En la Figura 1.13 se visualiza fácilmente el orden y la relación entre las diferentes actividades a desarrollar.

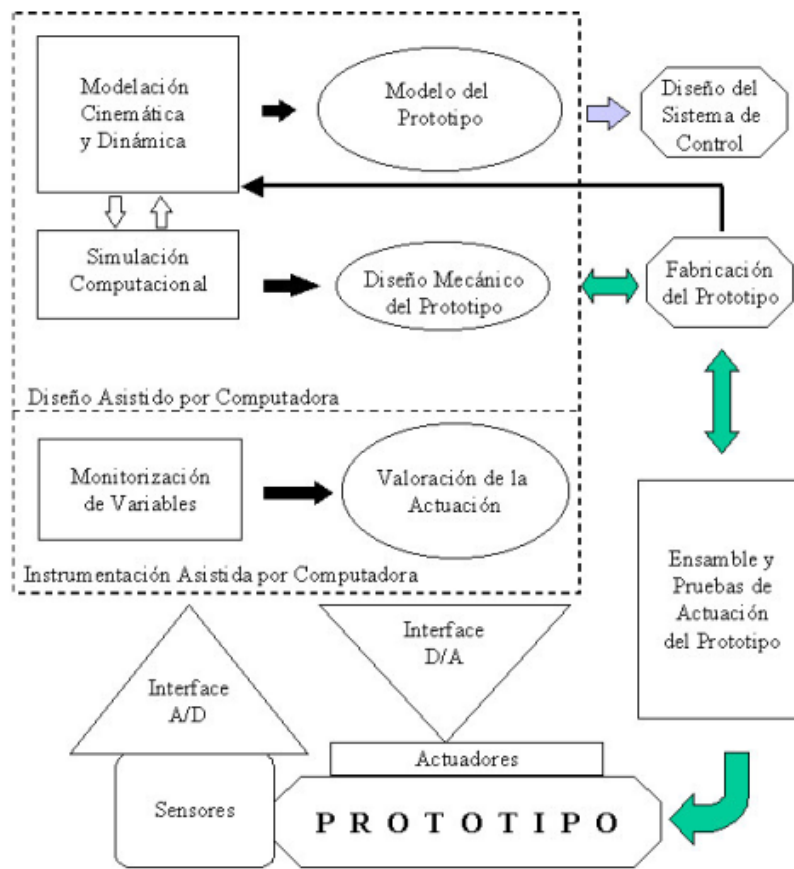


Figura 1.13: Metodología para el diseño de prototipos [21].

Debido a que se parte de un prototipo ya construido, el proyecto se centra en el rediseño, éste comienza con el diseño mecánico asistido por computadora, una vez validado, se procede con la modelación y posteriormente al diseño del sistema de control. La metodología contempla la parte computacional como una herramienta

para el diseño y la instrumentación, lo cual permite la implementación de un prototipo virtual para validar algunas etapas del proceso, como la parte electrónica y las pruebas de actuación del prototipo.

1.6. Estructura de la tesis

Este trabajo presenta inicialmente la introducción, donde se exponen los antecedentes y los objetivos del proyecto. En el Capítulo 2 se observa el marco teórico donde se abordarán algunos conceptos biomecánicos para conceptualizar los movimientos que realizará el rehabilitador, así como los conceptos clave para el rediseño y la automatización. En el Capítulo 3 se describirá el proceso de rediseño del rehabilitador, el cual contempla la propuesta de un nuevo material y con ello la selección de los actuadores, así como las consideraciones y los procesos de validación. En el Capítulo 4 se abordará el control del dispositivo, la obtención de los modelos cinemático y dinámico y la simulación de las trayectorias mediante un prototipo virtual. En el Capítulo 5 se detallará el diseño del sistema electrónico y de potencia para el control de los actuadores del rehabilitador. En el Capítulo 6 se expondrán los resultados obtenidos y se analizarán las mejoras presentes en el rehabilitador. Finalmente, en el Capítulo 7 se presentarán las conclusiones y los trabajos futuros.

Capítulo 2

Marco teórico

2.1. Estructura del hombro

La articulación del hombro (Figura 2.1), es la más móvil del cuerpo humano. Posee tres grados de libertad y se moviliza en los tres planos del espacio según tres ejes principales [22].

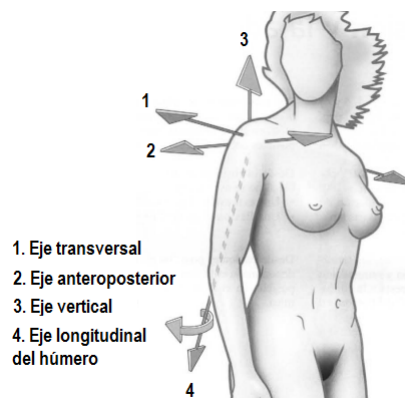


Figura 2.1: Ejes del hombro [23].

En el hombro se encuentran diferentes complejos musculoesqueléticos y articulares, los cuales le dan la capacidad de moverse en los tres planos del espacio rotando alrededor de sus tres ejes principales:

- El eje transversal

- El eje anteroposterior
- El eje vertical

La rotación alrededor de estos ejes, permite al hombro movilizarse en los 3 planos del espacio, estos son planos de referencia ortogonales que se cruzan en un punto en el centro del hombro (Figura 2.2). Los planos son:

- Plano sagital
- Plano frontal
- Plano transversal

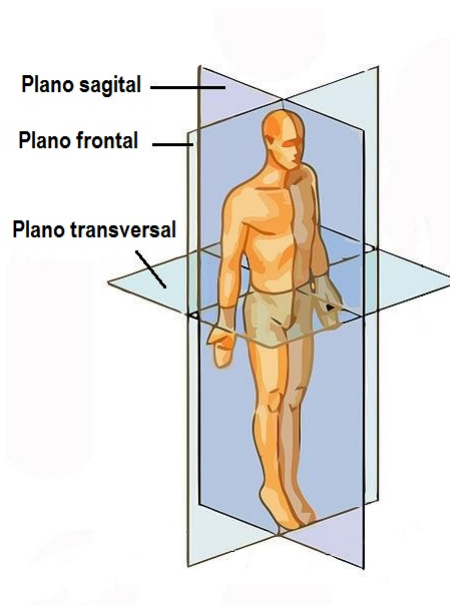


Figura 2.2: Planos de referencia del cuerpo [23].

2.2. Biomecánica del hombro

2.2.1. La flexoextensión y la aducción

Los movimientos de flexoextensión se ilustran en la Figura 2.3, estos se efectúan en el plano sagital, en torno a un eje transversal [23]. Se componen de:

Extensión: movimiento de poca amplitud, 45° a 50° .

Flexión: movimiento de gran amplitud, 180° .

Los movimientos de aducción se llevan a cabo desde la posición anatómica (máxima aducción) en el plano frontal, pero son mecánicamente imposibles debido a la presencia del tronco. Desde la posición anatómica, la aducción no es factible si no se asocia con:

- Una extensión: aducción muy leve;
- Una flexión: la aducción alcanza entre 30° y 45° .

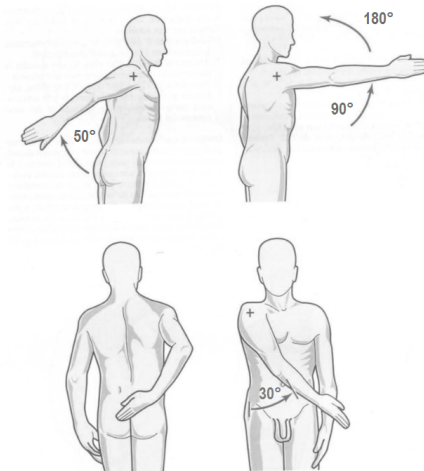


Figura 2.3: Movimiento de flexoextensión y aducción [23].

2.2.2. La abducción

Es un movimiento que aleja el miembro superior del tronco, se realiza en el plano frontal, en torno al eje anteroposterior. Cuando la amplitud de la abducción alcanza los 180° el brazo queda vertical por arriba del tronco, este movimiento se ilustra en la Figura 2.4. A partir de los 90° , la abducción aproxima el miembro superior al plano de simetría del cuerpo, convirtiéndose en sentido estricto en una aducción. La

posición final de abducción de 180° también puede alcanzarse con un movimiento de flexión de 180° . En cuanto a las acciones musculares y el juego articular, la abducción, desde la posición anatómica, pasa por tres estados:

- Abducción de 0° a 60° que puede efectuarse únicamente en la articulación glenohumeral;
- Abducción de 60° a 120° que necesita la participación de la articulación escapulotorácica;
- Abducción de 120° a 180° que utiliza, además de la articulación glenohumeral y la articulación escapulotorácica, la inclinación del lado opuesto del tronco.

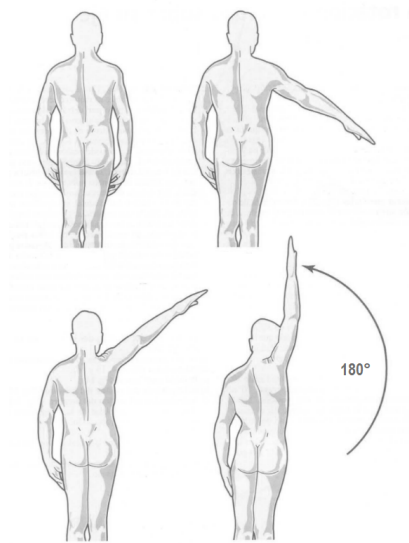


Figura 2.4: Movimiento de abducción [23].

La abducción se asocia a una determinada flexión, es decir la elevación del brazo con el plano del omóplato, formando un ángulo de 30° por delante del plano frontal, es el movimiento fisiológico más utilizado, especialmente para llevar la mano a la nuca o a la boca. Este plano se corresponde con la posición de equilibrio de los músculos rotadores de hombro.

2.2.3. Flexoextensión horizontal

Es un movimiento del miembro superior en el plano horizontal en torno al eje vertical, más exactamente, en torno a una sucesión de ejes verticales, ya que el movimiento se realiza no sólo en la articulación glenohumeral, sino también en la escapulotorácica. El movimiento se describe en 3 etapas, las cuales se ilustran en la Figura 2.5.

- Posición anatómica: el miembro superior está en abducción de 90° en el plano frontal.
- Flexión horizontal, movimiento que asocia la flexión y la aducción de 140° de amplitud.
- Extensión horizontal, movimiento que asocia la extensión y la aducción de menor amplitud, 30° a 40° .

La amplitud total de este movimiento de flexoextensión horizontal alcanza casi los 180° . De la posición extrema anterior a la posición extrema posterior se activan sucesivamente las distintas porciones del músculo deltoides, que resulta ser el principal músculo de este movimiento.

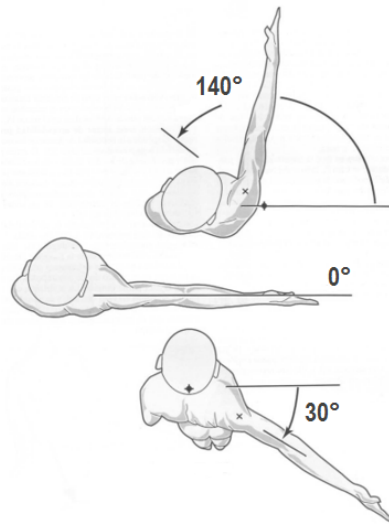


Figura 2.5: Movimiento de flexoextensión horizontal [23].

2.3. Terapia de rehabilitación

La confección de un protocolo de tratamiento, para la rehabilitación del hombro doloroso por lesión, tiene un papel importante debido a la necesidad de obtener un método de trabajo y unos objetivos definidos que consigan la mejor y más idónea recuperación de dicha articulación con los menores daños o efectos negativos para el paciente [24]. Los principales objetivos de la terapia de hombro son los siguientes:

- Alivio del dolor.
- Alcanzar la movilidad articular normal o lo más cercano a la normalidad.
- Recuperación de una función muscular.

Durante este proceso y dependiendo de la lesión a tratar se realizan los movimientos adecuados dependiendo del padecimiento. Los movimientos varían en cuanto a la frecuencia y el número de repeticiones.

El objetivo terapéutico es reducir el dolor, mantener la movilidad articular dentro de un rango no doloroso y aumentar el rango articular conforme la sintomatología lo permita [25].

Después de la cicatrización absoluta, el criterio más extendido aconseja trabajo constante para recuperar la movilidad perdida.

- Fase 1. Rehabilitación de la inestabilidad del hombro.

La fase 1 de la rehabilitación de la inestabilidad de hombro se basa en el control del dolor y la inflamación. Cuando el dolor disminuye, se permite el inicio de movimientos pasivos del hombro que no sean dolorosos.

- Fase 2. Rehabilitación de la inestabilidad del hombro: movilidad.

En la segunda fase de la rehabilitación de inestabilidad de hombro se tiene como objetivo recuperar la movilidad y la propiocepción del hombro. Se inician ejercicios para realizar una movilidad pasiva del hombro para llegar al movimiento completo del hombro. Inicialmente se busca mejorar la abducción y flexión del hombro y progresivamente las rotaciones.

- Fase 3. Rehabilitación de la inestabilidad del hombro: fuerza muscular.

En la tercera fase se tiene el objetivo de mejorar la musculatura que rodea al hombro y que por el proceso de la cirugía y/o la inmovilización ha estado atrofiada.

- Fase 4. Rehabilitación de la inestabilidad del hombro: retorno deportivo.

La última fase de la rehabilitación de la inestabilidad de hombro es el retorno deportivo. En esta fase se debe tener una fuerza muscular suficiente para realizar con seguridad las actividades deportivas de cada persona.

El rehabilitador diseñado en este trabajo es una herramienta que se especializa en la rehabilitación pasiva, diseñado para ejecutar movimientos simples de hombro, pero además con la capacidad de desarrollar movimientos más complejos, estas características lo vuelven una herramienta propicia para poder desempeñarse en la fase de movilidad (fase 2), donde son requeridos movimientos que eviten la atrofia muscular del paciente movilizándolo sin que este realice esfuerzo alguno.

2.3.1. Terapia ocupacional

Según la definición que establece la American Occupational Therapy Association (AOTA): la Terapia ocupacional (TO) es el uso terapéutico de las actividades de cuidado, trabajo y juego para incrementar la independencia funcional, aumentar el desarrollo y prevenir la incapacidad; puede incluir la adaptación de tareas o del entorno para alcanzar la máxima independencia y para aumentar la calidad de vida.

Los objetivos más importantes para la TO son:

- Prevenir y/o disminuir las discapacidades y obstáculos que aparecen como consecuencia de trastornos físicos, psíquicos, sensoriales o sociales, impidiendo que la persona se desenvuelva con independencia en su medio.
- Restaurar la función perdida mejorando las capacidades residuales y realizando la adaptación del medio a las necesidades de la persona.

La terapia ocupacional ofrece un tratamiento global que abarca las áreas funcional, motriz, sensorial, perceptivo y cognitiva. El tratamiento en miembro superior está encaminado a conseguir el máximo nivel de recuperación de la función dañada tras la lesión cerebral. Se trabaja sobre diferentes componentes sensitivo-motores, como son la fuerza, coordinación, resistencia, destreza, sensibilidad y percepción, todo ello a través de métodos de tratamiento específicos neurológicos [26].

2.4. Rediseño

El rediseño de un producto consiste en darle una nueva forma con el fin de adecuarse a los cambios que se producen en el entorno, garantizando con ello la solvencia de la necesidad para la cual fue creado [27]. En el caso de un prototipo, el proceso de rediseño es una parte clave en el desarrollo de un proyecto ya que será necesaria la modificación del mismo hasta que éste cumpla con los requerimientos planteados.

Las modificaciones en el exoesqueleto rehabilitador surgen a partir de la necesidad del movimiento automático de los eslabones. En un inicio el mecanismo se diseñó con un elevado factor de seguridad por lo que las consideraciones del material para la manufactura contemplaban el uso de un material con una alta resistencia a la fluencia, sin embargo, esto también tiene como consecuencia una alta densidad y peso.

El rediseño del exoesqueleto ERH-UTM1, consiste en un cambio en el material de la estructura del prototipo, más específicamente en sus eslabones principales. Al ser las dos últimas secciones las que presentan un par mayor, es necesario que el peso de la estructura no contribuya en gran medida al aumento del brazo de palanca, generado durante el movimiento de terapia. Con los cambios en el diseño del exoesqueleto, se busca disminuir el peso del mecanismo y con ello utilizar actuadores más accesibles para su automatización. El rediseño no se trata de un nuevo prototipo, sino consiste en darle nuevas características al modelo existente para que se adecúe a las nuevas necesidades.

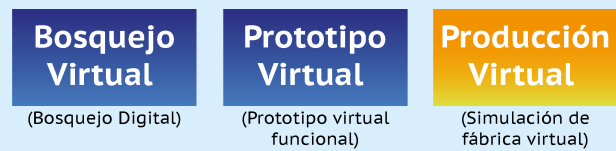
2.4.1. Prototipado virtual

El objetivo de la fase de creación de prototipos durante el diseño es tener un modelo representativo del producto terminado, para facilitar la toma de decisiones en los procesos de producción, la identificación de fallos y analizar ciertas áreas de interés. Sin embargo, esto representa un gasto en materia de recursos y retraso en el tiempo de fabricación del producto final.

Los prototipos virtuales permiten experimentar múltiples opciones de un modelo, incluida la geometría, los materiales y las condiciones de funcionamiento, sin tener que invertir recursos o tiempo, por lo que se pueden realizar mejoras hasta encontrar el dispositivo que satisfaga los requerimientos planteados. El nuevo rol de los prototipos físicos es validar el diseño final del prototipo virtual. La creación de prototipos virtuales (también denominada modelado del rendimiento de sistemas) se refiere al diseño, simulación y prueba de nuevas ideas, conceptos, productos, esquemas o procesos en un entorno informático sintético, pero interactivo [28].

Diseño - Desarrollo - Producción

Sistema enfocado en el prototipado virtual



(a) Enfoque en el prototipado virtual

Diseño - Desarrollo - Producción

Enfocado en componentes tradicionales CAD/CAE/CAM



(b) Enfoque tradicional

Figura 2.6: Sistemas de gestión de datos de productos. Adaptado de [28].

En la Figura 2.6 se observa una comparación entre sistemas de gestión de productos. El enfoque tradicional (Figura 2.6 b) es un diseño que utiliza el CAD, CAE

y CAM para el diseño enfocado a los componentes o partes concretas y aisladas del sistema, por otro lado, el prototipado virtual enfocado al sistema (Figura 2.6 a), se vale de un bosquejo digital, un prototipo virtual funcional e inclusive la simulación de la producción, este tipo de gestión se enfoca en un área más amplia, es sumamente útil para el análisis de procesos complejos y tiene múltiples ventajas que solo se ven limitadas por el rendimiento de los computadores donde se realizan estos análisis.

El diseño del prototipo virtual del exoesqueleto ERH-UTM1, al ser de tipo funcional, engloba la simulación y el análisis de sus diferentes sistemas para la automatización. El diseño mecánico del prototipo tiene como objetivo la validación del material a usar en la estructura y aporta la representación visual del prototipo, el diseño y la simulación del sistema de control en interacción con el modelo mecánico validan la generación de los movimientos del exoesqueleto, por otro lado las simulaciones del sistema electrónico valida la programación del microcontrolador y el control de los actuadores.

2.5. Automatización

La automatización es el conjunto de elementos o procesos informáticos, mecánicos y electromecánicos que operan con mínima o nula intervención del ser humano, estos normalmente se utilizan para optimizar y mejorar el funcionamiento de una tarea. En el diagrama de la Figura 2.7, se observan algunos de estos elementos y su interacción. En la actualidad, la robótica y la informática han permitido incrementar el alcance de la automatización [29].

Mediante el uso de un prototipo virtual se simula cada una de las áreas de interés que conforman el sistema que se va a automatizar y se asegura que funcionan de la manera esperada antes de que sean implementadas.

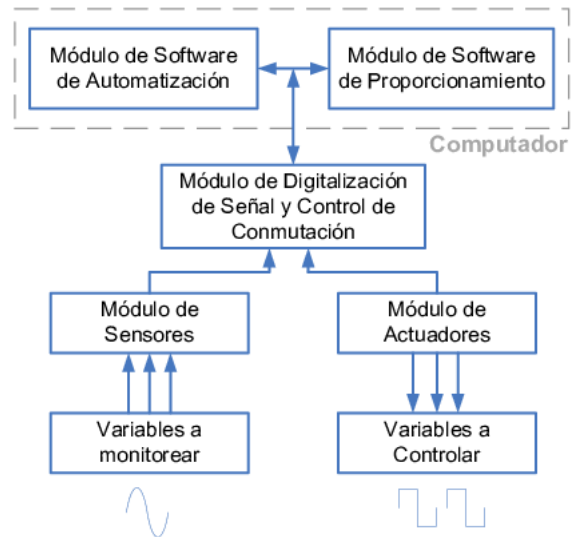


Figura 2.7: Diagrama de bloques de la automatización [30].

La automatización ofrece varias ventajas: además del ahorro de tiempo, suele favorecer la precisión en el desarrollo de tareas.

En este proyecto se busca que la tarea de proveer una terapia de rehabilitación de hombro se vuelva precisa y eficaz, por lo cual se implementa un prototipo virtual en el desarrollo de las etapas de automatización ya que estos integran el diseño asistido por computadora, programación de software embebido y software de simulación para visualizar un dispositivo mecatrónico inteligente en una computadora [31]. Además, permite simular ya sea por separado o en conjunto los sistemas involucrados en la automatización del dispositivo.

La automatización del rehabilitador de hombro a través del prototipo virtual implica varias etapas para que el dispositivo sea completamente automático y funcional.

- Especificación:
 - Conocer la planta o proceso
 - Estudio y definición de necesidades
 - Estudio y definición de variables a controlar
- Diseño:

- Elección de sensores y accionamientos
 - Algoritmos y leyes de control
 - Simulación
 - Diseño e implementación de los equipos (hardware y software)
-
- Implementación
 - Pruebas
 - Explotación

Capítulo 3

Rediseño del rehabilitador

El objetivo principal de este trabajo es obtener un prototipo virtual funcional que ejecute los movimientos de una terapia de hombro de forma automática. Aunque el proyecto no se centra en el diseño de la estructura del rehabilitador, se realizan algunas modificaciones para que cumpla con los requerimientos de diseño, sin alterar el principio de funcionamiento.

Mediante el análisis preliminar de la estructura del rehabilitador se identifica que el peso del dispositivo añade una fuerza importante al par requerido para movilizar el brazo. Inicialmente se realizó un vaciado en los eslabones de aluminio, sin embargo, el material retirado no fue suficiente para disminuir el peso de forma considerable, por lo que se considera un cambio en el material.

El rediseño del exoesqueleto ERH-UTM1 consiste en un cambio de material en los eslabones, donde se presentan los pares más grandes, con la finalidad de reducir el peso, debido a que éste afecta de forma directa los actuadores a implementar en el dispositivo y por consiguiente a la automatización. Para esto, se realiza el modelado del rehabilitador con cada material propuesto, así como pruebas y simulaciones de las opciones y la selección del material adecuado para sustituir los eslabones de aluminio.

3.1. Movilizador

El movilizador de hombro consta de 8 eslabones que en conjunto con la base forman el rehabilitador de 3 grados de libertad (Figura 3.1). El mecanismo requiere de 3 motores que transmitan el movimiento a los ejes principales para la generación conjunta de las rutinas de la terapia de hombro. Los eslabones están maquinados en aluminio 6061 y la base está construida en acero, lo cual le proporciona una alta rigidez y capacidad para soportar el peso del paciente.

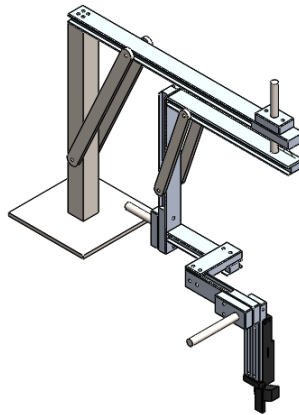


Figura 3.1: Rehabilitador actual.

Respecto al diseño de la estructura del rehabilitador, sus 3 ejes le permiten realizar los movimientos de flexoextensión, aducción, abducción y de flexoextensión horizontal, los cuales son usados durante la terapia de rehabilitación de hombro. El diseño del mecanismo cumple adecuadamente su objetivo de funcionamiento, por lo que, a lo largo de este proyecto únicamente se modifica el material de los eslabones.

3.2. Selección de materiales

De acuerdo con la metodología utilizada en este proyecto, la primera etapa se centra en el diseño asistido por computadora.

Los materiales considerados para el rediseño del prototipo son seleccionados considerando diversos factores, como la densidad del material, la resistencia a la fluencia y la aplicación en proyectos de esta índole. Los materiales propuestos deben satisfacer las necesidades presentes en la estructura, como soportar los esfuerzos y las deformaciones debidas al peso del brazo sobre el rehabilitador. De igual manera se considera la facilidad de manufactura y ensamble de los nuevos eslabones. Por las características mencionadas los materiales que se seleccionaron de acuerdo a la matriz morfológica que se muestra en la Tabla 3.1, son el nylamid, el perfil de aluminio tipo Bosh, el perfil de acero laminado y los tubos de fibra de carbono.

Para validar el material que se usará para la construcción de los eslabones, se realizan simulaciones de análisis estáticos del rehabilitador en el programa SolidWorks, utilizando el análisis con métodos de elemento finito. Se consideran las deformaciones presentes en la estructura y que los esfuerzos no superen el límite elástico, de manera que el nuevo material cumpla con las especificaciones de diseño que se exigen en el mecanismo.

Tabla 3.1: Matriz morfológica de materiales

| Aspecto | Nuevo material para los eslabones | | | | |
|-------------|--|---|--|---|---|
| Alternativa | Aluminio | Perfil de aluminio | Perfil de acero | Nylamid | Tubo de fibra de carbono |
| Ventajas | Accesible, Alta resistencia a la fluencia | Alta resistencia a la deformación | Accesible, Alta resistencia a la deformación, Bajo costo | Ligero, Alta resistencia a la fluencia | Ligero |
| Desventajas | Peso, Manufactura compleja | Alto costo, Difícil montaje, Peso | Estética, Tratamiento superficial | Manufactura compleja, costo | Montaje, Pandeo con fuerzas verticales, costo |

3.2.1. Simulaciones por método de elemento finito

Con el objetivo de comprobar si los materiales propuestos soportarán los esfuerzos generados por el peso del brazo en la estructura, se realiza la simulación de cada propuesta utilizando el análisis mediante el método de elemento finito (MEF). Esta herramienta disponible en SolidWorks, consiste en subdividir un sólido en pequeñas partes (elementos) interconectados entre sí mediante nodos, de esta manera el campo de desplazamiento en el interior de cada elemento, se expresa en función de los desplazamientos que sufren los nodos del elemento. Conociéndolos se determinan de forma aproximada las tensiones y deformaciones en el interior de cada elemento [32], en este caso de los eslabones del rehabilitador que se están rediseñando.

Utilizando el modelo CAD de la estructura, se realiza una simulación de esfuerzos estáticos por cada material propuesto (perfil de aluminio, nylamid, perfil de acero y tubos de fibra de carbono), en las simulaciones se toman en cuenta las fuerzas ejercidas por la gravedad, el peso del brazo y los motores en la estructura, esta configuración se observa en la Figura 3.2.

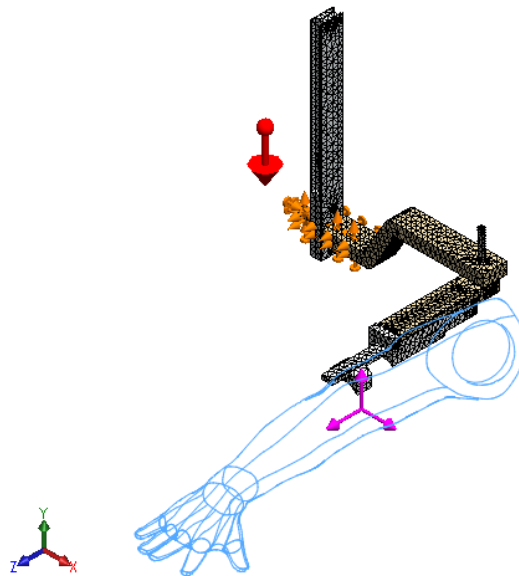


Figura 3.2: Análisis con MEF.

En las simulaciones de análisis estático se utiliza un método adaptativo tipo h, debido a que este permite la simulación con un sólido considerado como masa remota, lo cual simplifica el análisis, además en el método se considera un 98% de confiabilidad. Este método consiste en la reducción del tamaño de los elementos, manteniendo constante la función de la forma, para disminuir el error estimado [33]. El mallado se realiza utilizando una malla estándar con un tamaño máximo de elemento de 11.318 mm, además en las simulaciones se emplea un brazo considerado como una masa remota, ésta representa el peso del brazo actuando como una fuerza puntual ubicada en su centro de masa. El peso considerado para el brazo es de 4.5 kg, el cual corresponde al peso del brazo de una persona de 90 kg [34].

Cada uno de los prototipos virtuales se someten a ensayos de carga estática, las fuerzas aplicadas son la de gravedad, la fuerza derivada del peso de los motores y la fuerza ejercida por el brazo la cual se representa como una masa remota con acción en las caras de la férula.

3.2.2. Resultados de las simulaciones

Con el análisis estático mediante el método de elemento finito, se obtienen los valores de los esfuerzos localizados en los eslabones, ocasionados por el peso del brazo, también se calcularon los valores de los desplazamientos y la deformación unitaria.

El conocimiento de los esfuerzos es importante ya que permite saber si la estructura resistirá el peso del brazo sin sobrepasar el límite de fluencia. A partir de los datos obtenidos en este ensayo es posible calcular el factor de seguridad de la estructura y determinar su factibilidad. Cada propuesta es simulada en las posiciones críticas de flexión a 90° y abducción a 90°.

Los resultados de tensión en el análisis estático están basados en el criterio de Von Mises [35], este criterio está orientado a trabajar con esfuerzos de tensión y compresión además de que, al ser menos conservador evita que haya un sobredimensionamiento de las piezas. En los estados de carga analizados, flexión (Figura 3.3a) y abducción (Figura 3.3b) en posiciones críticas a 90°, los esfuerzos máximos se concentran en las caras internas, donde se encuentran los eslabones y su eje motriz. Esto

resulta razonable debido a las direcciones de las fuerzas desarrolladas.

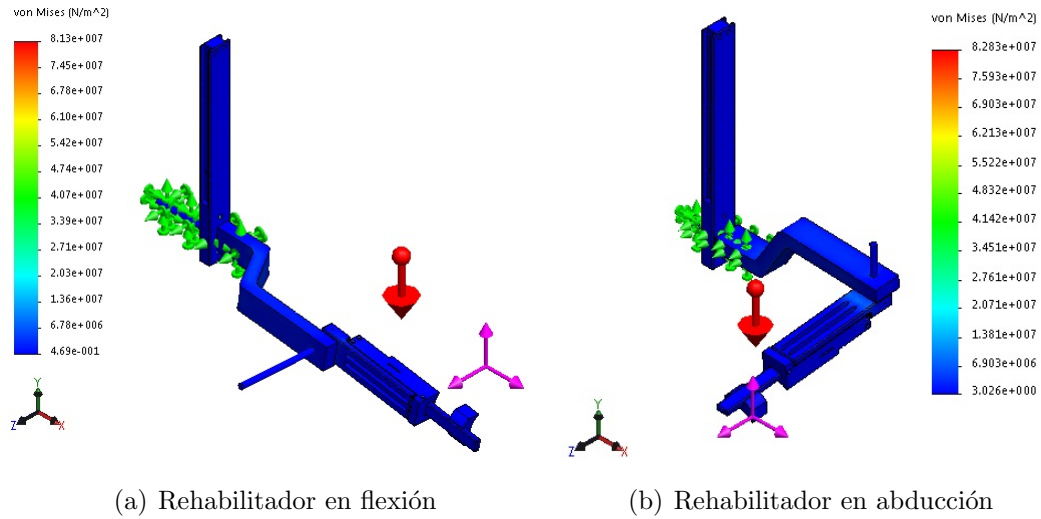


Figura 3.3: Resultados de tensiones en la estructura.

Durante el análisis estático, el exoesqueleto tiene un comportamiento de viga en voladizo, donde la fuerza ejercida por el brazo se presenta en un extremo de la viga. En cada simulación se obtienen valores de desplazamientos diferentes, dependiendo de las posiciones críticas de flexión (Figura 3.4 a) y abducción (Figura 3.4 b), debido a las propiedades de rigidez de cada material.

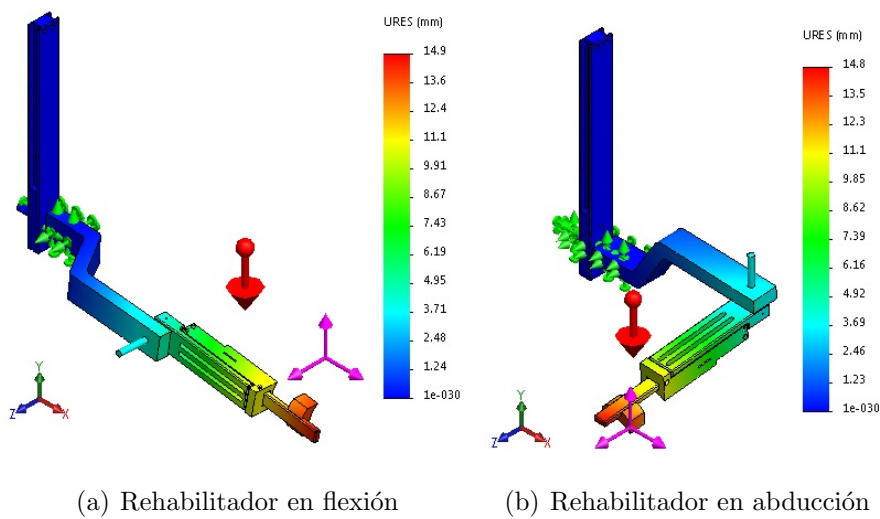


Figura 3.4: Resultados de los desplazamientos en la estructura.

Referente a los resultados de los desplazamientos, el mayor valor se localiza en la férula, lo que significa que el esfuerzo se concentrará en la parte fija ocasionando ahí una mayor deformación. Los resultados obtenidos de los análisis estáticos realizados en SolidWorks, se concentran en la Tabla 3.2.

Tabla 3.2: Características de los materiales propuestos

| MATERIAL | | | | | | | | | | | | | | | |
|---------------------------------|------------------------|---------|--------|--------------------------|---------|--------|------------------------|---------|--------|------------------------|---------|--------|--------------------------|---------|--------|
| | Aluminio 6061 | | | Perfil de aluminio 60x30 | | | Perfil de acero | | | Nylamid | | | Tubo de fibra de carbono | | |
| Densidad | 2700 kg/m ³ | | | 2700 kg/m ³ | | | 7870 kg/m ³ | | | 1140 kg/m ³ | | | 1600 kg/m ³ | | |
| Modulo de elasticidad | 69 GPa | | | 69 GPa | | | 205 GPa | | | 2.75 GPa | | | 10 GPa | | |
| Limite elástico | 55.1 MPa | | | 55.1 MPa | | | 350 MPa | | | 82.7 MPa | | | 238 MPa | | |
| Peso sección 1 | 0.622 kg | | | 0.622 kg | | | 0.622 kg | | | 0.465 kg | | | 0.465 kg | | |
| Peso sección 2 | 2.186 kg | | | 1.504 kg | | | 1.272 kg | | | 0.754 kg | | | 0.546 kg | | |
| Peso sección 3 | 4.144 kg | | | 3.22 kg | | | 2.867 kg | | | 4.144 kg | | | 4.144 kg | | |
| Peso total móvil | 6.952 kg | | | 5.346 kg | | | 4.036 kg | | | 5.354 kg | | | 5.146 kg | | |
| ANÁLISIS | | | | | | | | | | | | | | | |
| | TEN MPa | DESP mm | DEF | TEN MPa | DESP mm | DEF | TEN MPa | DESP mm | DEF | TEN MPa | DESP mm | DEF | TEN MPa | DESP mm | DEF |
| Resultados de análisis flex-ext | 35 | 0.62 | 2.5e-4 | 43.5 | 0.08 | 5.5e-4 | 20 | 0.007 | 1.9e-4 | 61 | 6 | 1.3e-2 | 58 | 4.2 | 3.2e-3 |
| Resultados de análisis abd-ad | 24.8 | 0.35 | 2.1e-4 | 24.2 | 0.10 | 3.1e-4 | 15 | 0.009 | 1.4e-4 | 63 | 4.3 | 6.6e-3 | 45 | 4.7 | 4.1e-3 |

En la parte superior de la tabla se muestran las propiedades de densidad, módulo de elasticidad y el límite elástico de cada material, de manera que sean comparados y permitan tener resultados preliminares de los ensayos. En la parte inferior, se muestran los resultados de los análisis estáticos del rehabilitador simulado con cada material, éstos se realizan colocando el rehabilitador en las posiciones críticas de cada movimiento y se registran los valores máximos de tensión, desplazamiento y deformación unitaria presentes en los eslabones modificados.

Debido a que el peso es uno de los factores de diseño con mayor importancia en este proyecto, se presenta el peso total móvil y el de cada sección. Estas últimas están constituidas por uno o varios eslabones, separados por una articulación, el peso de cada sección es la suma de la masa de los eslabones que la conforman.

El material con el mayor peso es el aluminio 6061 (material original), seguido del perfil de aluminio tipo Bosch, el cual tiene una forma acanalada que disminuye

el peso y da mayor rigidez. A pesar de que el acero tiene una mayor densidad, la estructura construida con éste material tiene un peso menor que la de aluminio, debido a que se trata de un perfil hueco. Por último, los plásticos como el nylamid y la fibra de carbono son los materiales que tienen el menor peso de todas las opciones.

Las consideraciones para la selección del material se basan en el peso mínimo de los eslabones, el desplazamiento mínimo en las posiciones críticas, que la estructura no sobrepase los límites elásticos del material debido a los esfuerzos máximos y que se tenga un factor de seguridad aceptable, algunas de estas características se enlistan en la Tabla 3.3. Además de las características estructurales del material, también se hacen consideraciones de diseño orientados a la manufactura y el ensamble.

Tabla 3.3: Consideraciones de selección de material

| MATERIAL | | | | | |
|------------------------------|--|--|--|---|---|
| | Aluminio 6061 | Perfil de aluminio tipo Bosh | Perfil de acero | Nylamid | Tubo de fibra de carbono y Nylamid |
| Peso de los nuevos eslabones | 2.808 kg | 2.126 kg | 1.894 kg | 1.219 kg | 1.011 kg |
| Reducción del peso | – | 24.28 % | 32.54 % | 56.58 % | 64 % |
| Par motor 1 | 15 N.m | 15 N.m | 15 N.m | 12 N.m | 12 N.m |
| Par motor 2 | 18 N.m | 17 N.m | 17 N.m | 13.5 N.m | 13.2 N.m |
| Desplazamiento máximo | 0.62 mm | 0.1 mm | 0.009 mm | 6 mm | 4.7 mm |
| Manufactura | <ul style="list-style-type: none"> ▪ Fresado ▪ Barrenado | <ul style="list-style-type: none"> ▪ Fresado ▪ Barrenado | <ul style="list-style-type: none"> ▪ Fresado ▪ Barrenado | <ul style="list-style-type: none"> ▪ Maquinado CNC | <ul style="list-style-type: none"> ▪ Maquinado CNC |
| Ensamble | <ul style="list-style-type: none"> ▪ Unión atornillada | <ul style="list-style-type: none"> ▪ Elementos de unión | <ul style="list-style-type: none"> ▪ Unión atornillada ▪ Soldadura | <ul style="list-style-type: none"> ▪ Unión atornillada | <ul style="list-style-type: none"> ▪ Unión atornillada |

De entre todas las propuestas evaluadas en la matriz morfológica y de evaluación (Tablas 3.1,3.3), los materiales con el menor peso fueron la estructura de nylamid y la de fibra de carbono. Ambas propuestas comparten un eslabón de nylamid en la sección 1, por lo que los pesos de esa sección y los pares requeridos son los mismos.

Respecto a las deformaciones de la Tabla 3.2, el perfil de aluminio y el acero presentan una alta resistencia a la deformación debido a las propiedades de los metales. Por otro lado, el nylamid tiene una mayor deformación unitaria junto con la estructura de fibra de carbono. Cabe destacar que los esfuerzos presentes en la estructura

no sobrepasaron los límites elásticos de ninguno de los materiales propuestos.

Se elige utilizar nylamid en la estructura ya que es el material con mejores resultados respecto a las consideraciones realizadas. El nuevo diseño contempla utilizar eslabones maquinados de nylamid sustituyendo los últimos eslabones de solera de aluminio, reduciendo el peso de esa sección en más de un 50 %. Con la finalidad de validar el material nylamid, se calcula el factor de seguridad del eslabón de abducción, ya que en este se presenta el mayor par de la estructura. Teniendo en cuenta que el esfuerzo máximo permisible es 82.76 MPa [36], se obtiene el valor del esfuerzo máximo, el cual tiene un valor de 63 MPa y se localiza en la sección del eje de abducción. El factor de seguridad es:

$$n = \frac{\sigma_{perm}}{\sigma_{act}} \quad (3.1)$$

$$n = \frac{82.7MPa}{63MPa}$$
$$n = 1.31$$

El valor calculado del factor de seguridad se encuentra dentro del rango recomendable (1.25 - 1.5) para el diseño mecánico de elementos donde se conocen los materiales, las condiciones de trabajo son controladas y se manejan pesos pequeños [37], por lo que se valida el cambio de material de los eslabones y el rediseño.

Morfología

Durante las simulaciones estáticas del rehabilitador se observan esfuerzos concentrados en las uniones que conforman el eslabón de abducción, originalmente este estaba compuesto por 3 elementos (Figura 3.5), en un inicio al estar construido de un material metálico los esfuerzos presentes en las uniones atornilladas y las esquinas no presentaban esfuerzos importantes, sin embargo, con el cambio de material la concentración de los esfuerzos en esas secciones afectan considerablemente la estructura.

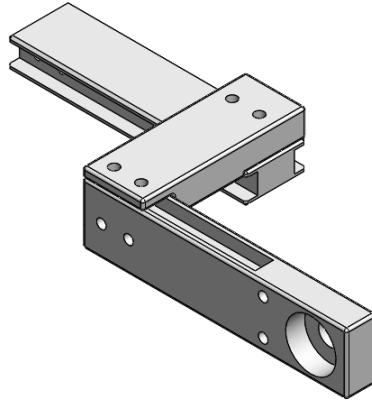


Figura 3.5: Eslabón anterior de aluminio

Para disminuir los esfuerzos presentes en las uniones y las secciones con ángulos pronunciados, se optó por un rediseño del eslabón. Se diseñó un eslabón simple que conservara las dimensiones. El eslabón diseñado, está compuesto de dos elementos que mediante uniones atornilladas forman el eslabón en Z, el cual se observa en la Figura 3.6, este diseño mantiene el principio de funcionamiento y al tener bordes redondeados se disminuyen los esfuerzos y se mejora la apariencia. Las piezas se detallan a profundidad en los dibujos técnicos del Anexo A.

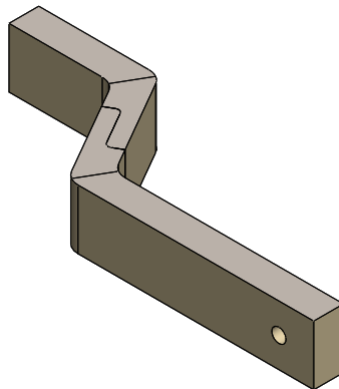


Figura 3.6: Propuesta de eslabón de nylamid

Manufactura de los eslabones

Debido a que el material seleccionado es el nylamid, la construcción de los eslabones debe realizarse mediante el vaciado de una placa de dicho material en una fresadora CNC.

El proceso de manufactura de los eslabones consiste inicialmente en el diseño detallado de las piezas, posteriormente se exportan a un programa CAM donde se generará el código G para ejecutar el vaciado en la CNC. Una vez que se tienen las piezas que se van a maquinar se acomodan en una disposición que facilite el maquinado y utilice la menor cantidad de material posible. El archivo con las piezas en CAD se exporta a un software CAM en este caso se utilizó el programa Visi (Figura 3.7), una vez en el programa se localiza el origen de la pieza a partir del cual empezará a moverse la herramienta de corte. En el software se agregan las operaciones de vaciado o acabado según sea el caso y se configura la herramienta a utilizar y la velocidad de giro del husillo entre otras.

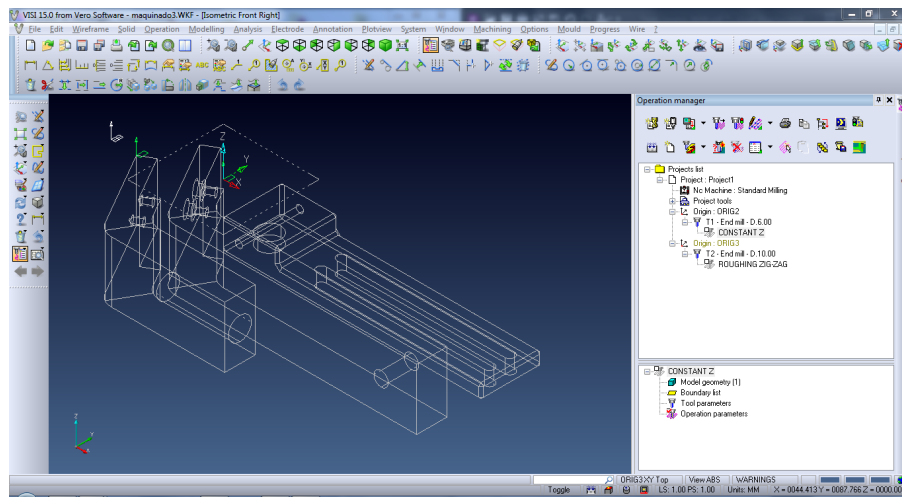


Figura 3.7: Maquinado CAM de los eslabones.

Una vez especificadas todas las operaciones se simulan y se verifica la trayectoria que la herramienta realizará en la placa de material, revisando que omita los puntos de sujeción del material.

Después se genera el código G, el cual contiene todas las instrucciones para el funcionamiento de la fresadora CNC de acuerdo a las operaciones que se configuraron. Para la simulación de la manufactura, se utiliza el software Mach, mediante el cual se valida el código generado.

El modelo final del rehabilitador se observa en la Figura 3.8. El cambio de material se realiza en los eslabones de las secciones 1 y 2 ya que son los eslabones principales y sobre los cuales se ejercen las fuerzas del peso del brazo, el peso de los motores y las fuerzas de gravedad. La sección 3 no tiene fuerzas que se opongan al movimiento, es por eso que en esta sección no se realizan cambios en cuanto al material y la morfología.

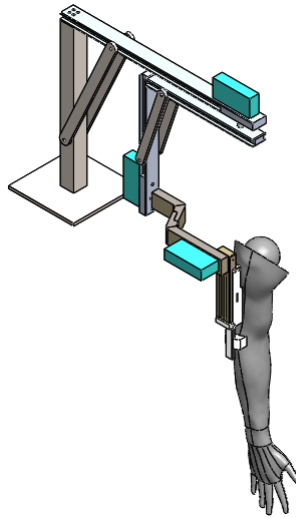


Figura 3.8: Ensamble final.

El nuevo ensamble cuenta con una estructura compuesta de acero, aluminio y nylamid, el peso original de la sección 1 y 2 era de 2.808 kg; con el cambio de material se redujo a 1.219 kg, lo cual representa una disminución del 56.58 %, además la estructura mantiene el principio de funcionamiento. En el Anexo A, se pueden consultar a detalle las partes que conforman el ensamble y los materiales de cada pieza.

3.3. Selección de actuadores

Con el rediseño y cambio de material en el exoesqueleto, se ha disminuido el peso de los eslabones y por consiguiente el par requerido. Por ello, es necesario seleccionar nuevos actuadores para movilizar los eslabones, ya que los motores anteriormente considerados tienen un peso que afecta a la nueva estructura y el par antes calculado, ahora está sobredimensionado. En las secciones siguientes se procede a realizar los cálculos para la selección de los nuevos actuadores a implementar en el rehabilitador.

3.3.1. Cálculo del par

En la selección de los motores, uno de los principales parámetros a considerar es el par de salida que éstos entregan, ya que los motores deben ser capaces de mover la estructura del rehabilitador junto con el brazo del usuario.

Para los cálculos se tomó como referencia un paciente adulto cuyo peso máximo sea de 90 kilogramos, de acuerdo con [34], el miembro superior tiene un peso correspondiente al 5% del peso total de la persona. Por lo que, el peso del brazo se tomará como 4.5 kilogramos. Para las dimensiones del brazo y su centro de masa, se toma como base las medidas antropométricas estándar registradas en [38]. Los datos indican que la medida del alcance del brazo frontal es de 748 milímetros.

Teniendo en cuenta las longitudes de cada parte del brazo y sus masas, las cuales se observan en la Tabla 3.4, se calcula el centro de masa multiplicando la masa por el porcentaje de la distancia proximal de cada segmento.

Tabla 3.4: Medidas del brazo [39]

| Segmento | Longitud | Masa | Centro de masa |
|-----------|----------|---------|----------------|
| Brazo | 28.7 cm | 2.52 Kg | 12.51 cm |
| Antebrazo | 22.6 cm | 1.44 Kg | 9.718 cm |
| Mano | 16.6 cm | 0.54 Kg | 8.39 cm |

Para obtener el centro de masa del brazo completo se utiliza la ecuación (3.2).

$$X_{cm} = \frac{m_{brazo}(cm_{brazo}) + m_{ante}(cm_{ante} + L_{brazo}) + m_{mano}(cm_{mano} + L_{ante} + L_{brazo})}{m_{brazo} + m_{ante} + m_{mano}} \quad (3.2)$$

Sustituyendo:

$$X_{cm} = \frac{2.52(12.51) + 1.44(9.718 + 22.6) + 0.54(8.39 + 22.6 + 28.7)}{2.52 + 1.44 + 0.54}$$

$$X_{cm} = \frac{119.22Kg \cdot cm}{4.5Kg}$$

$$X_{cm} = 26.5cm$$

El centro de masa del brazo que se utiliza en los cálculos del par requerido es 26.5 cm medido a partir del hombro. Los pares máximos se calculan en las posiciones críticas de cada movimiento. Se sabe que la fórmula para el cálculo del par está dada por:

$$\tau = W \cdot d \quad (3.3)$$

FLEXIÓN EXTENSIÓN

El cálculo del par máximo para la rutina de flexoextensión se halla en la posición de 90° respecto al eje transversal del hombro en el plano sagital. Para el cálculo del par, se realiza la sumatoria de momentos en sentido antihorario (positivo) en el punto donde se localiza la articulación. En esta configuración el centro de masa del eslabón se ubica a 0.130 m, mientras que el centro de masa del brazo se encuentra a 0.265 m, ambos se miden con respecto al punto del par calculado.

$$\begin{aligned} \curvearrowright + \Sigma &= 0 \\ M_{flex} - 4.56N(0.13m) - 44.145N(0.265m) &= 0 \\ M_{flex} &= 12.29Nm \end{aligned} \quad (3.4)$$

Como resultado el par en esa posición crítica es de 12.29 Nm. Con la finalidad de validar los cálculos, se realiza la simulación en el software Adams View, donde al modelo del sistema mecánico del rehabilitador, se le añade un brazo, con la acción de un actuador se realiza el movimiento de 0° a 110° y se obtiene el valor del par en el punto crítico (90° en flexión). El programa grafica la medida de la suma de momentos en el eje Z de la junta (donde se ubicará la salida del motor), el resultado se presenta en la Figura 3.9.

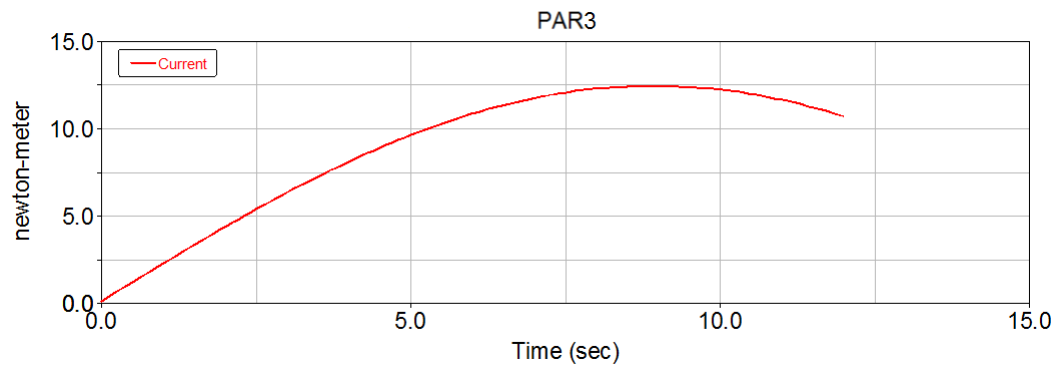


Figura 3.9: Par máximo flexoextensión.

Como se observa el valor máximo del par se obtiene en la posición de 90° respecto al eje transversal, el cual corresponde a 12.29 Nm, validándose los cálculos de la ecuación (3.4).

ABDUCCIÓN

La posición crítica en la rutina de abducción, se da cuando el brazo se encuentra en la posición de 90° respecto al eje anteroposterior en el plano frontal. Calculando el par en esa posición se tiene que:

$$\curvearrowright + \Sigma = 0$$

$$M_{abd} - 4.56N(0.13m) - 44.145N(0.265m) - 9.81N(0.105m) = 0 \quad (3.5)$$

$$M_{abd} = 13.32Nm$$

Al igual que en el motor anterior los cálculos se corroboran mediante la simulación en Adams View del rehabilitador, la Figura 3.3.1 muestra el valor del par presente en la junta 2, se observa que el valor máximo es 13.32 Nm, lo cual es consistente con los resultados obtenidos de la ecuación (3.5).

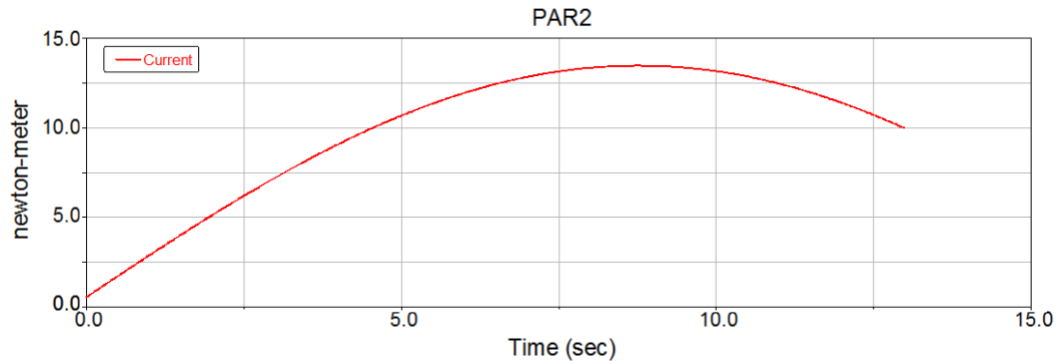


Figura 3.10: Par máximo de abducción.

FLEXOEXTENSIÓN HORIZONTAL


Para el movimiento de flexoextensión horizontal la posición que genera el mayor par es cuando el brazo se encuentra en una posición de 90° respecto al eje vertical, sin embargo, en este eje no existe ninguna fuerza de oposición al movimiento.

3.3.2. Comparación de motores

Para la selección de motores se consideran los pares calculados previamente, ya que son los máximos que deben proporcionar los motores. Tomando como referencia este dato, se buscan motores que cumplan con el par indicado para cada una de las rutinas.

Los motores considerados para el movimiento de los eslabones se encuentran en la Tabla 3.5 donde se enlistan sus principales características.

Tabla 3.5: Comparación de los motores

| Motores | Brushless Motor 57DMWH75 | DC Motor GW4058-555 | Harmonic FHA-14C-50 |
|----------------------|---|---|--|
| Peso | 0.480 kg | 0.380 kg | 1.2 kg |
| Dimensión | 70X36 mm | 45x58x122 mm | 100x75x66 mm |
| Relación de engrane | 96:1 | 1:108 | 1:50 |
| Controlador | DCC1100_0 | – | HA680-6-24 |
| Encoder | Si | Si | Si |
| Voltaje de operación | 24 V | 24 V | 24 V |
| Par máximo | 20.9 N m | 7 N m | 18 N m |
| Corriente | 7 A | 8 A | – |
| RPM | 41 | 85 | 120 |
| Precio | 195 USD | 607 MXN | 2530 USD |
| |  |  |  |

Para la selección del motor a utilizar en el exoesqueleto se tiene como característica principal que el motor cumpla con el par requerido para movilizar la estructura, además de que no aporte un peso considerable al rehabilitador ya que esto aumentaría el par requerido en los eslabones subsecuentes. El motor seleccionado debe contar con un sensor de posición tipo encoder y aunque la automatización se realiza de forma virtual en el prototipo, para su posterior implementación el costo de los motores es un dato a considerar.

De acuerdo a la Tabla 3.5 los motores que cumplen con el par requerido para su aplicación en el rehabilitador son el motor 54DMWH75 y el FHCA-14C, sin embargo, el motor FHCA tiene un peso mayor que las otras dos opciones, además de un costo demasiado elevado.

El motor 54DMWH75 (Figura 3.11) cumple con los requerimientos principales del par, peso, velocidad y el sensor, por lo que es considerado como la primera opción para la implementación en el prototipo.



Figura 3.11: Motor 54DMWH75 [40].

Como segunda opción se considera el uso del motor GW4058-555 (Figura 3.12), aunque el par que ofrece no es suficiente para movilizar los eslabones, se propone el uso de un tren de engranes adicional, con el cual aumentar el par y reducir la velocidad.



Figura 3.12: Motor GW4058-555.

Para la selección del motor a utilizar, se considera la disponibilidad de los controladores en el software de simulación y la facilidad de programación del control, por ello se escoge el motor GW4058-555 para su implementación en el prototipo virtual.

Diseño del sistema de transmisión

Con la finalidad de aumentar el par del motor GW4058-555 se diseña un tren de engranes. Tomando en cuenta que el par máximo requerido es 13.32 Nm, el tren diseñado debe aumentar el par proporcionado por el motor de 7 Nm a un valor superior al máximo, por lo que se diseña un tren de engranes que tenga una relación 3:1. Al aumentar el par, la velocidad de salida disminuye, sin embargo, la velocidad máxima para el funcionamiento del rehabilitador es de 16 rpm, por lo que el motor considerado, a pesar de la reducción, cumple con la velocidad requerida.

Para disminuir el espacio que ocupan los engranes en la estructura, el tren será de dos etapas como se observa en la Figura 3.13. Durante el diseño se tienen las consideraciones siguientes:

- El diámetro externo de los engranes no deben exceder el ancho del eslabón debido a fines estéticos y de montaje.
- La velocidad de salida del tren de engranes no debe ser menor a 16 rpm, la cuál se considera la velocidad máxima de operación del prototipo.
- Las medidas para el diseño deben ser estandarizadas.
- El material para el diseño debe soportar los esfuerzos generados en los engranes.

Como el tren de engranes consta de dos etapas, cada una debe aumentar el par en una proporción de 1.73. Para el diseño de los engranes se supone un ángulo de presión de 20° , de acuerdo a los valores estándar.

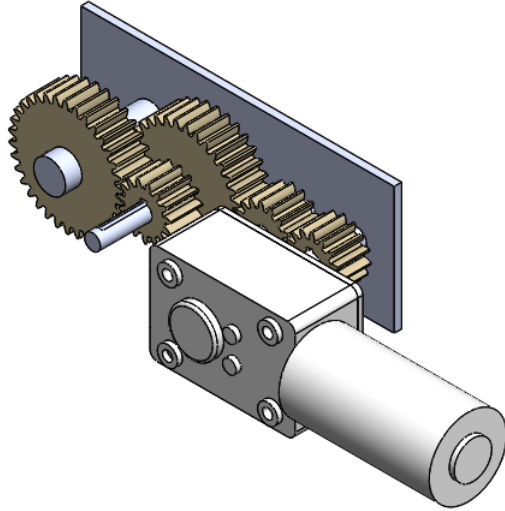


Figura 3.13: Tren de engranes.

Para los cálculos del número de dientes de los engranes se utilizaron las ecuaciones del libro de Diseño de Elementos de Máquinas [41]. Como resultado se obtiene un piñón de 15 dientes que impulsa a un engrane de 27 dientes, ambos con un paso diametral de $16 \frac{\text{dientes}}{\text{in}}$. Donde las medidas de sus diámetros exteriores son:

PIÑÓN

$$\begin{aligned}
 D_{o_p} &= \frac{N_p + 2}{P_d} \\
 D_{o_p} &= \frac{15 + 2}{16} \\
 D_{o_p} &= 1.0625 \text{in}
 \end{aligned} \tag{3.6}$$

ENGRANE

$$\begin{aligned}
 D_{o_g} &= \frac{N_g + 2}{P_d} \\
 D_{o_g} &= \frac{34 + 2}{16} \\
 D_{o_g} &= 1.75 \text{in}
 \end{aligned} \tag{3.7}$$

Con las medidas calculadas se concluye que el diámetro de los engranes no rebasa las 2 pulgadas establecidas como límite. Para corroborar el valor del tren de engranes (e) se tiene que:

$$e = \frac{\text{producto de los dientes impulsores}}{\text{producto de los dientes impulsados}} \quad (3.8)$$

Por lo que sustituyendo:

$$e = \frac{15^2}{26^2}$$

$$e = 0.33$$

Para corroborar este valor se calcula la velocidad de salida:

$$n_{salida} = e \cdot n_{entrada} \quad (3.9)$$

$$n_{salida} = 0.33(85rpm)$$

$$n_{salida} = 28.05rpm$$

Cumpliendo así con el requerimiento de la velocidad propuesta inicialmente. Para terminar con el diseño de los engranes, se debe proponer un material para su fabricación. Los materiales más comúnmente usados son los metales y plásticos. Algunas de sus características se presentan en la Tabla 3.6.

Tabla 3.6: Comparación entre materiales de engranes

| Material | Ventajas | Desventajas |
|-----------|--|---|
| Plásticos | <ul style="list-style-type: none"> ▪ Menor peso ▪ Menor inercia ▪ Menor costo ▪ Facilidad de fabricación ▪ Menor fricción | <ul style="list-style-type: none"> ▪ Menor módulo de elasticidad ▪ Mayor dilatación térmica |
| Metales | <ul style="list-style-type: none"> ▪ Mayor módulo de elasticidad ▪ Mayor precisión ▪ Mayor tenacidad ▪ Mayor resistencia | <ul style="list-style-type: none"> ▪ Mayor costo ▪ Requiere lubricación |

La principal ventaja de los engranes metálicos radica en sus propiedades mecánicas, sin embargo, los engranes plásticos también cuentan con propiedades adecuadas, además de ser una opción más económica y ligera, estos se usan comúnmente en mecanismos de precisión donde se transmite una baja potencia.

Tomando en cuenta lo anterior se opta por implementar un material plástico en la fabricación de los engranes. Se procede a obtener los esfuerzos presentes en los dientes de los engranes y con ello seleccionar el material plástico que soporte dichos esfuerzos.

Inicialmente, se debe conocer la potencia que se transmitirá a través de los engranes, ésta se calcula a partir de la ecuación:

$$P = T \times \omega \quad (3.10)$$

Donde P es la potencia transmitida, T es el par de torsión y ω la velocidad angular del piñón. Sustituyendo los valores del motor GW4058-555 en la ecuación (3.10) y convirtiendo las unidades se obtiene:

$$\begin{aligned} P &= 7Nm \cdot 85 \frac{rev}{min} \left(\frac{2\pi rad}{1rev} \right) \left(\frac{1min}{60seg} \right) \\ P &= 62.3 \frac{kgm^2}{s^3} \\ P &= 62.3 \frac{Nm}{s} \\ P &= 62.3 \text{ watts} \end{aligned}$$

Se realiza la conversión a hp para que las unidades sean consistentes, resultando en:

$$\begin{aligned} P &= 62.3 \frac{Nm}{s} \left(\frac{0.2248lbf}{1N} \right) \left(\frac{3.28ft}{1m} \right) \left(\frac{1hp}{550 \frac{lbf \cdot ft}{s}} \right) \\ P &= 0.0835 \text{ hp} \end{aligned}$$

Para calcular la carga transmitida (W_t) se usa la ecuación (3.11).

$$W_t = \frac{126000(P)}{n_p D_p} \quad (3.11)$$

$$W_t = \frac{126000(0.0835)}{85(0.9375)}$$

$$W_t = 132.028lb$$

Donde n_p es la velocidad del piñon y D_p el diámetro de paso. Finalmente se calcula el esfuerzo en los dientes, utilizando la ecuación (3.12), de acuerdo al diseño de engranes de plástico presentado en [41].

$$\sigma = \frac{W_t \cdot P_d \cdot SF}{F \cdot Y} \quad (3.12)$$

Donde el ancho de cara F es 0.74 in, el paso diametral P_d es $16 \frac{\text{dientes}}{\text{in}}$, el factor de seguridad SF es de 1.2 y el factor de forma de diente de Lewis Y , para un engrane con 26 dientes y ángulo de presión de 20° cortos, es 0.678. Por lo que sustituyendo todos estos valores en la ecuación (3.12) se tiene:

$$\sigma = \frac{(132lb)(16 \frac{\text{dientes}}{\text{in}})(1.2)}{(0.74in)(0.678)}$$

$$\sigma = 5052.49psi$$

Con el valor de los esfuerzos se propone que el material para la manufactura de los engranes sea nylamid ya que este tiene un esfuerzo a la flexión permisible de 16000 psi.

Capítulo 4

Control

4.1. Cinemática del robot

La cinemática estudia el movimiento de los cuerpos sin considerar las fuerzas que los originan. La cinemática del robot, se encarga del estudio del movimiento del robot considerando las relaciones entre las variables de tipo articulación y la posición del efector final. Permite conocer la orientación espacial, velocidad e inclusive la aceleración de los eslabones en diferentes instantes de tiempo [42].

La cinemática de los robots se divide en directa e inversa, la primera consiste en que, dados los valores articulares de los eslabones, se determina la posición y orientación del efector final, en la segunda se da la posición del efector final y se calculan los valores articulares que deben tomar los eslabones para llevar al efector a la posición deseada. Para este caso de estudio, únicamente es necesario el cálculo de los parámetros de Denavit Hartenberg presentes en la cinemática directa, ya que estos se requieren para la realización del modelo dinámico del robot.

4.1.1. Parámetros de Denavit Hartenberg

Un robot puede ser definido como una cadena cinemática de eslabones conectados mediante articulaciones. El modelo simplificado del robot (Figura 4.1), representado por eslabones y articulaciones es de suma importancia para visualizar los sistemas

coordenados y posteriormente sus respectivas matrices de transformación.

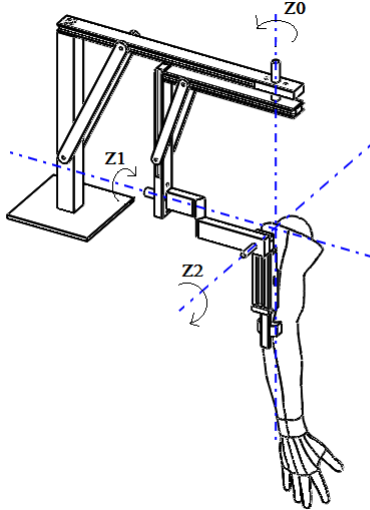


Figura 4.1: Modelo simplificado del manipulador.

La asociación de los sistemas de referencia, así como los cálculos de las matrices de transformación, se realiza mediante la metodología de Denavit-Hartenberg [42], la cual manifiesta que al seleccionar adecuadamente los sistemas de coordenadas asociados a cada eslabón es posible pasar de un sistema al siguiente con tan sólo 4 parámetros.

- θ_i : Ángulo de la articulación del eje x_{i-1} al eje x_i respecto del eje z_{i-1} .
- d_i : Distancia desde el origen del sistema de coordenadas $i - 1$ -ésimo hasta la intersección del eje z_{i-1} con el eje x_i a lo largo del eje z_{i-1} .
- a_i : Distancia de separación desde la intersección del eje z_{i-1} con el eje z_i hasta el origen del sistema i -ésimo a lo largo del eje x_i (o la distancia más corta entre los ejes z_{i-1} y z_i cuando los ejes de articulación son paralelos).
- α_i : Ángulo de separación del eje z_{i-1} al eje z_i respecto del eje x_i .

Los parámetros de Denavit Hartenberg obtenidos del robot se presentan en la Tabla 4.1

Tabla 4.1: Parámetros DH del robot

| Articulación | θ | \mathbf{d} | \mathbf{a} | α |
|--------------|------------|--------------|--------------|----------|
| 1 | θ_1 | D1 | 0 | -90 |
| 2 | θ_2 | D2 | 0 | 90 |
| 3 | θ_3 | 0 | A3 | 0 |

Haciendo uso del álgebra vectorial y matricial se calculan las matrices de transformación homogénea ${}^{i-1}A_i$ que representan las rotaciones y traslaciones relativas entre dos eslabones consecutivos. A cada uno de los eslabones que conforman el robot, se le asocia un sistema de coordenadas de referencia. De esta manera se pueden llegar a relacionar todos los eslabones que forman la cadena cinemática del robot dando como resultado la matriz 0A_n , la cual relaciona el sistema fijo y el efector final, a esta matriz también se le denomina de transformación T .

La multiplicación de las matrices de transformación debe realizarse en el orden establecido en la Ecuación 4.1, debido a que la multiplicación de matrices no es una operación conmutativa.

$${}^{i-1}A_i = T(Z, \theta_i)T(0, 0, d_i)T(a_i, 0, 0)T(X, \alpha_i) \quad (4.1)$$

Realizando el producto entre matrices:

$${}^{i-1}A_i = \begin{bmatrix} C\theta_i & -S\theta_i & 0 & 0 \\ S\theta_i & C\theta_i & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & a_i \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & C\alpha_i & -S\alpha_i & 0 \\ 0 & S\alpha_i & C\alpha_i & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.2)$$

Quedando de la forma:

$${}^{i-1}A_i = \begin{bmatrix} C\theta_i & -C\alpha_i S\theta_i & S\alpha_i S\theta_i & a_i C\theta_i \\ S\theta_i & C\alpha_i C\theta_i & -S\alpha_i C\theta_i & a_i S\theta_i \\ 0 & S\alpha_i & C\alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.3)$$

En el caso del rehabilitador la matriz de transformación T , que relaciona los sistemas de referencia esta descrita por:

$${}^0A_3 = \begin{bmatrix} C\theta_1 C\theta_2 C\theta_3 - S\theta_1 S\theta_3 & -C\theta_3 S\theta_1 - C\theta_1 C\theta_2 S\theta_3 & -C\theta_1 S\theta_2 S\theta_3 & aS\theta_1 - bC\theta_1 S\theta_2 \\ C\theta_1 S\theta_3 + C\theta_2 C\theta_3 S\theta_1 & C\theta_1 C\theta_3 - C\theta_2 S\theta_1 S\theta_3 & -S\theta_1 S\theta_2 & aC\theta_1 - bS\theta_1 S\theta_2 \\ C\theta_3 S\theta_2 & -S\theta_2 S\theta_3 & C\theta_2 & bC\theta_2 + c \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.4)$$

4.2. Dinámica del robot

La dinámica se ocupa del estudio del movimiento, así como de las fuerzas y pares que lo provocan. Por lo tanto, el modelo dinámico de un robot tiene por objetivo conocer la relación entre el movimiento del robot y las fuerzas implicadas en él. La dinámica resuelve el problema de las fuerzas requeridas para generar movimiento en el robot.

Las ecuaciones de movimiento de un manipulador son un conjunto de ecuaciones matemáticas que describen su conducta dinámica. Estas se obtienen mediante diversos métodos tales como el algoritmo de Euler- Lagrange, las ecuaciones son útiles para la simulación computacional del movimiento, el diseño de los sistemas de control, la evaluación del diseño y la estructura del robot.

Una de las aplicaciones del modelo dinámico del robot es el seguimiento de trayectorias conformadas por una serie de puntos. Con el modelo dinámico del robot se puede llegar a conocer el vector de momentos de torsión requerido para generar los movimientos deseados en las articulaciones, también es posible desarrollar controladores dinámicos para controlar el movimiento del robot, inclusive en algunos casos basta con el conocimiento parcial del modelo.

4.2.1. Método de Euler-Lagrange

Euler-Lagrange es un método basado en el balance de las energías, es comúnmente usado para determinar el modelo dinámico de cualquier robot de n grados de libertad. La energía total de un sistema es la suma de sus energías cinética y potencial, por otro lado el lagrangiano se obtiene de la diferencia de dichas energías [43].

La energía cinética (K) asociada se expresa como:

$$K(q, \dot{q}) = \frac{1}{2} \dot{q}^T M(q) \dot{q} \quad (4.5)$$

Donde $M(q)$ es una matriz simétrica de $n \times n$ denominada matriz de inercias, q es el vector de posiciones articulares y \dot{q} es el vector de velocidades.

La energía potencial (U) no tiene una ecuación específica, pero depende de las fuerzas conservativas como la fuerza de gravedad. Por lo tanto, el lagrangiano de un robot de n grados de libertad se expresa de forma general como:

$$\mathcal{L}(q, \dot{q}) = \frac{1}{2} \dot{q}^T M(q) \dot{q} - U(q) \quad (4.6)$$

Con esta forma para el langrangiano, la ecuación de movimiento de Lagrange se expresa como:

$$\frac{d}{dt} \left[\frac{\partial}{\partial \dot{q}} \left[\frac{1}{2} \dot{q}^T M(q) \dot{q} \right] \right] - \frac{\partial}{\partial q} \left[\frac{1}{2} \dot{q}^T M(q) \dot{q} \right] + \frac{\partial U(q)}{\partial q} = \tau \quad (4.7)$$

Donde τ es el vector de pares y fuerzas aplicadas en las articulaciones por medio de los actuadores. Realizando las derivadas indicadas, la ecuación (4.7) queda de la forma:

$$M(q)\ddot{q} + \dot{M}(q)\dot{q} - \frac{1}{2} \frac{\partial}{\partial q} [\dot{q}^T M(q) \dot{q}] + \frac{\partial U(q)}{\partial q} = \tau \quad (4.8)$$

o de modo compacto:

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) = \tau \quad (4.9)$$

C es un vector de $n \times 1$ de fuerzas de Coriolis y centrifugas, \ddot{q} es el vector de aceleraciones y g es un vector de $n \times 1$ correspondiente a los términos de gravedad. Cada elemento de M y g dependen de la posición de las articulaciones del manipulador [43].

Las matrices resultantes del modelo dinámico del rehabilitador de tres grados de libertad se detallan en el Anexo B.

4.3. Técnicas de control

El objetivo de controlar un robot manipulador radica en que éste sea capaz de llevar a cabo los movimientos necesarios para realizar la tarea para la cual fue diseñado, en este caso, eso significa seguir las trayectorias específicas o moverse por ciertos puntos ya que, algún fallo en el seguimiento podría causar daños. Existen diferentes técnicas de control aplicables a los robots manipuladores, algunas requieren del conocimiento del modelo dinámico del robot mientras que en otras no es necesario. A continuación, se presentan algunas técnicas de control que son consideradas para el control del rehabilitador de hombro.

4.3.1. Control PD con compensación precalculada de gravedad

La ecuación que describe el controlador PD con compensación precalculada de gravedad está dada por [43]:

$$\tau = K_p \tilde{q} + K_v \dot{\tilde{q}} + g(q_d) \quad (4.10)$$

Donde K_p y K_v son matrices simétricas definidas positivas. El valor q_d hace referencia a la posición deseada y \tilde{q} al error de posición definido como $q_d - q$. El vector g contiene las fuerzas generadas por efecto de la gravedad de cada uno de los eslabones del robot, que pueden ser conocidas mediante el uso del modelo dinámico, éste vector depende de la posición y al usar la posición deseada se obtiene una mejor respuesta del controlador. El diagrama del controlador se observa en la Figura 4.2.

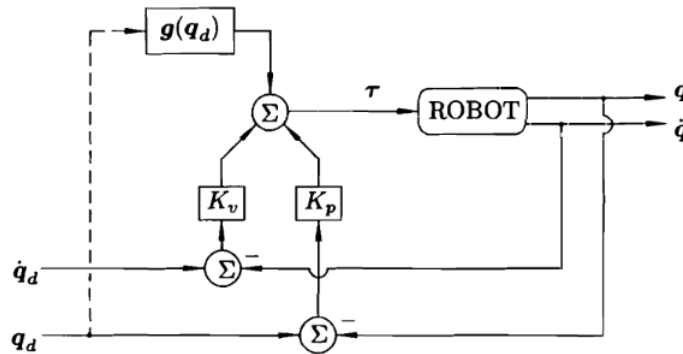


Figura 4.2: Diagrama de control PD con compensación de gravedad precalculada [43].

4.3.2. Control PID

El PID es una técnica que realiza un control proporcional, integral y derivativo, lo cual significa que si bien tiene una acción proporcional al error entre la salida y el valor deseado, también corrige el error permanente y mejora la respuesta del sistema. La ley de control se expresa de la siguiente manera [44]:

$$\tau = K_p \tilde{q} + K_v \dot{\tilde{q}} + K_i \int_0^t \tilde{q}(\sigma) d\sigma \quad (4.11)$$

Donde K_p , K_i y K_v son las ganancias proporcional, integral y derivativa respectivamente, \tilde{q} es el error de posición y $\dot{\tilde{q}}$ es la derivada del error de posición (error de velocidad). En la Figura 4.3 se observa el diagrama de bloques del controlador.

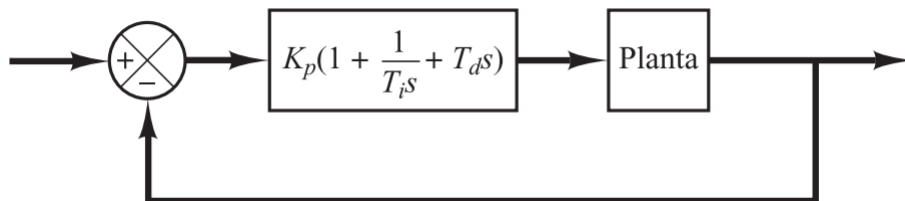


Figura 4.3: Diagrama de control PID [44].

4.3.3. Control tangente hiperbólica

La principal diferencia entre este controlador y el PD con compensación de gravedad radica en la sustitución del término proporcional lineal por una función no lineal en el error de posición. En el caso de ambos controladores no cuentan con un regulador de tipo integral, por lo que ambos controladores cuentan con compensación de gravedad. La ley de control es la siguiente [45]:

$$\tau = K_p \tanh(\lambda \tilde{q}) - K_v \dot{q} + g(q) \quad (4.12)$$

K_p y K_v son matrices diagonales definidas positivas, \tilde{q} es el error de posición y λ es un número positivo usado para ajustar el error en estado estacionario. La función tangente hiperbólica con compensación de la gravedad es una técnica de control usada en sistemas donde se requiere que el valor máximo no exceda un valor determinado, es decir, se trata de una función acotada.

4.4. Generación de trayectorias

Los movimientos que realiza el rehabilitador son flexoextensión, abducción, aducción y la flexoextensión horizontal, estos movimientos corresponden a trayectorias de arco con centro en la articulación del hombro.

Las consideraciones para el diseño de las trayectorias son la velocidad de los eslabones, lo cual a su vez se traduce en la cantidad de repeticiones que se harán en un minuto y la posición máxima que se desea alcanzar. Tomando estos datos como referencia se diseña una curva que se ajuste a los parámetros de la trayectoria y que además, sea suave; las curvas de Bézier son generalmente usadas en los tratamientos de rehabilitación.

Curva de Bézier

Las curvas de Bézier son polinomiales construidas a partir del algoritmo de De Casteljau [46], dicho algoritmo es un método para construir curvas suaves a partir de puntos. Estos se especifican en el algoritmo y se denominan puntos de control de la curva de Bézier y siempre estará contenida en el polígono de control.

Los puntos de control se identifican inicialmente con curvas de grado cero, es decir, rectas como se observa en la Figura 4.4, el algoritmo de De Casteljaou se aproxima por polinomios de grado cada vez mayor, hasta llegar a un polinomio de grado n .

El algoritmo de De Casteljaou es el siguiente:

Dados n puntos P_0, \dots, P_n y $t \in [0, 1]$, se calculan los siguientes de forma recursiva:

1. $b_i^0(t) = P_i$ para $i = 0, \dots, n$.
2. $b_i^r(t) = (1 - t)b_i^{r-1} + tb_{i+1}^{r-1}$ para $r=1, \dots, n$ e $i = 0, \dots, n - r$.
3. La curva final es $b_0^n(t)$.

Aunque el tiempo en el algoritmo este dado de 0 a 1 este se escala para un tiempo específico.

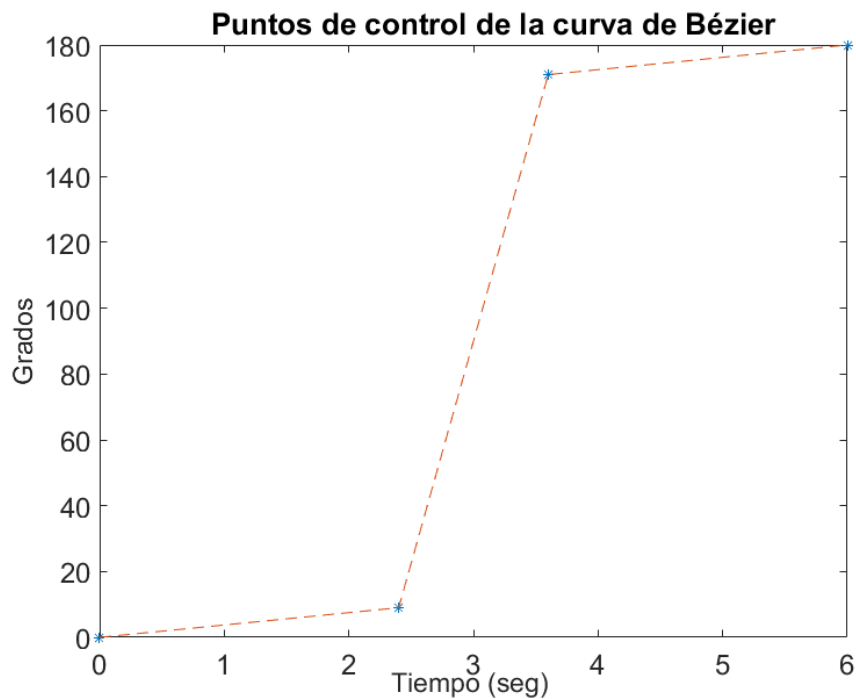


Figura 4.4: Gráfica de los puntos de control

Para el uso de la curva de Bézier como curva base de la trayectoria de los eslabones del rehabilitador se utilizaron 4 puntos de control. En la Figura 4.4 se aprecian los puntos y el polígono de control. Las rectas de los extremos tienen una pendiente muy cercana a la horizontal, esto debido a las condiciones del movimiento de una terapia de rehabilitación, donde el movimiento inicial debe ser lento.

El polinomio que describe la curva de Bézier utilizada en estos ensayos es:

$$P_0^3 = P_0(1 - t)^3 + 3t(1 - t)^2P_1 + 3t^2(1 - t)P_2 + t^3P_3 \quad (4.13)$$

La gráfica presentada en la Figura 4.5 está descrita por el polinomio de Bézier de la ecuación (4.13). Esta es la curva base de la trayectoria que seguirán los eslabones al momento de la terapia de rehabilitación.

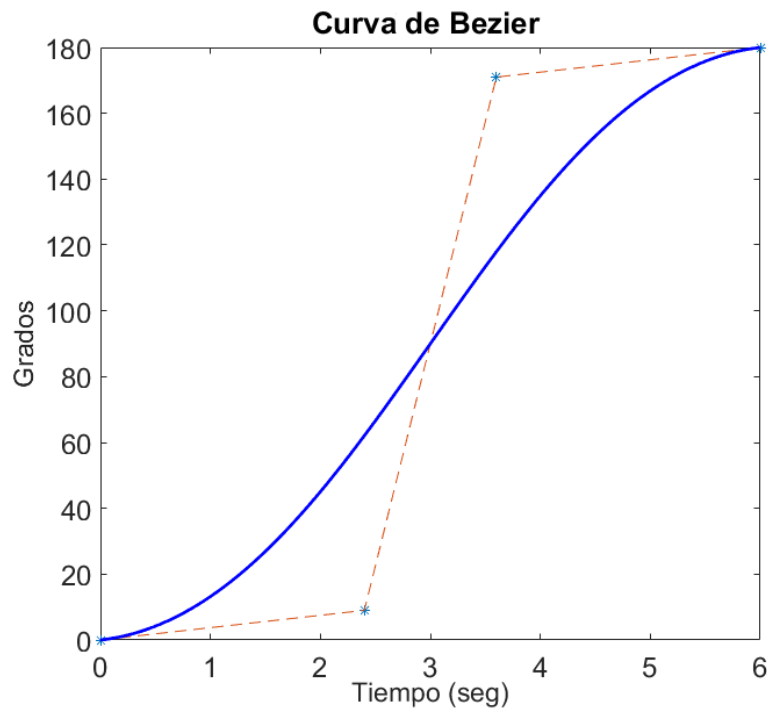


Figura 4.5: Gráfica de la curva de Bézier

Como se observa es una curva suave, creada a partir de un polinomio de tercer grado.

4.5. Implementación numérica del sistema de control

Para la simulación del prototipo del rehabilitador de hombro, se emplea el software MSC Adams, este programa, además de ser usado para las simulaciones de fuerzas y movimientos, tiene la ventaja de generar una planta para la implementación de un sistema de control posterior.

Para la generación de la planta inicialmente debe exportarse el modelo CAD del exoesqueleto al entorno de Adams (Figura 4.6), donde se tendrán que agregar las juntas y las masas de cada una de las piezas que conformen el mecanismo.

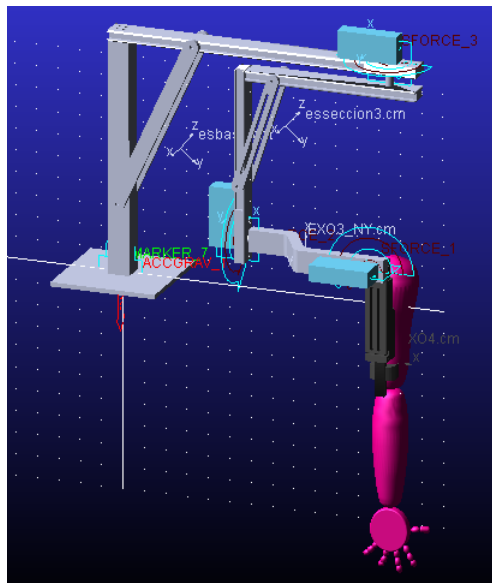


Figura 4.6: Exoesqueleto en MSC Adams.

Una vez que el mecanismo está completamente definido se añade una fuerza rotacional por cada uno de los ejes de movimiento y se crean las variables de estado que sirven para controlar y monitorear el movimiento. Durante la configuración de los parámetros de la planta es necesario especificar las variables de entrada y salida, en este caso son los pares generados en cada eje y las posiciones angulares de cada eslabón. Por último, se selecciona como software de destino Matlab, de esta manera

se genera una planta que se utiliza para la co-simulación entre Adams y Matlab. Empleando el software Simulink se realizan los sistemas de control usando diagramas de bloques. Haciendo uso de la planta del manipulador generada en Adams se obtienen las posiciones angulares de los eslabones, mientras que el sistema de control generado en Simulink calcula los pares requeridos para cumplir con la trayectoria deseada.

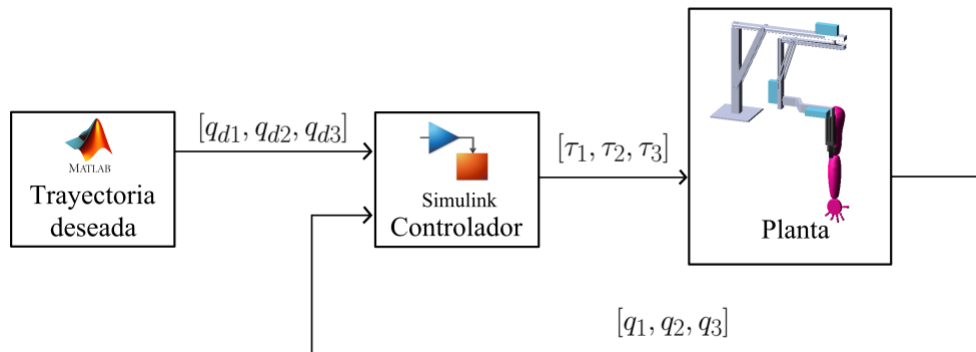


Figura 4.7: Diagrama de conexión entre Adams View y Simulink.

Mediante la co-simulación entre Adams y Simulink se simulan las diferentes técnicas de control, con la finalidad de compararlas y aplicar la que obtenga los mejores resultados, la conexión entre estos programas se ilustra en la Figura 4.7. La finalidad del sistema de control es seguir la trayectoria previamente trazada con los polinomios de Bézier. Dependiendo de la rutina que se lleve a cabo, algunos eslabones se quedan fijos mientras los demás movilizan el brazo, la posición deseada de dichos eslabones debe mantenerse en cero durante toda la rutina.

Simulación del control PD con compensación pre calculada de la gravedad

En esta técnica de control la parte proporcional multiplica la señal del error para llevarlo a un valor muy próximo al cero, esto se refleja en una rápida respuesta del sistema en alcanzar la referencia deseada, por otro lado, la parte derivativa se relaciona con la velocidad de variación del error, lo que hace que sea corregido en cuanto se produce.

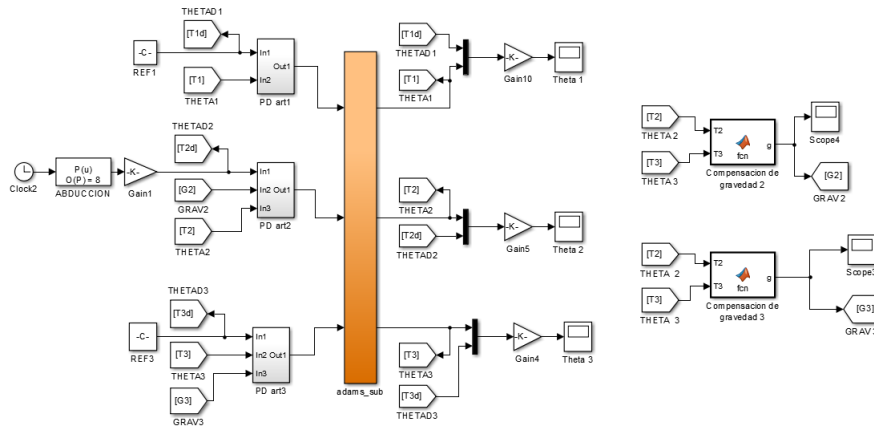


Figura 4.8: Diagrama de bloques del controlador PD con compensación precalculada de la gravedad.

El control PD con compensación de la gravedad emplea el vector de gravedad del modelo dinámico previamente calculado, para llevar a cabo la compensación, en los cálculos de las fuerzas de gravedad se usan las posiciones deseadas de los eslabones. Para la sintonización de este controlador se utilizó el segundo método de Ziegler-Nichols, el cual se realiza en lazo cerrado. Inicialmente se asigna un valor cero a la parte derivativa y se aumenta el valor de la ganancia proporcional hasta que el sistema presente una oscilación con amplitud constante. El valor obtenido se define como la ganancia crítica K_{cr} y el periodo de oscilación como P_{cr} . Con los valores obtenidos se calculan las ganancias para el controlador de acuerdo a la Tabla 4.2.

Tabla 4.2: Regla de sintonía de Ziegler-Nichols basada en la ganancia crítica K_{cr} y periodo crítico P_{cr} (segundo método). Adaptado de [[44],[47]].

| Tipo de controlador | Kp | Ti | Td |
|---------------------|---------------|------------------------|----------------|
| P | $0.5 K_{cr}$ | ∞ | 0 |
| PI | $0.45 K_{cr}$ | $\frac{1}{1.2} P_{cr}$ | 0 |
| PD | $0.6 K_{cr}$ | - | $0.125 P_{cr}$ |
| PID | $0.6 K_{cr}$ | $0.5 P_{cr}$ | $0.125 P_{cr}$ |

Al realizar las simulaciones del seguimiento de la trayectoria con las ganancias calculadas, se presentaron oscilaciones en el sistema, por lo que se procedió a modificar los valores hasta obtener la respuesta deseada. Las ganancias calculadas y las utilizadas finalmente en el sistema se muestran en la Tabla 4.3.

Tabla 4.3: Ganancias para el controlador PD con compensación de gravedad

| Ganancias | Calculadas | | | Utilizadas | | |
|-----------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
| | <i>Art.1</i> | <i>Art.2</i> | <i>Art.3</i> | <i>Art.1</i> | <i>Art.2</i> | <i>Art.3</i> |
| Kp | 12 | 114 | 54 | 10 | 120 | 60 |
| Kd | 1.8 | 6.4 | 6.75 | 2 | 6 | 5 |

El diagrama de bloques de la Figura 4.8, corresponde a la simulación del sistema de control en el programa Simulink, el bloque naranja pertenece a la planta creada a partir de Adams, con la co-simulación del sistema se tiene un modelo más completo y realista. En el diagrama se observan, los bloques de control y las funciones que contienen las posiciones y trayectorias deseadas. De forma similar se tienen los bloques de funciones de Matlab, que calculan la compensación de gravedad en los eslabones.

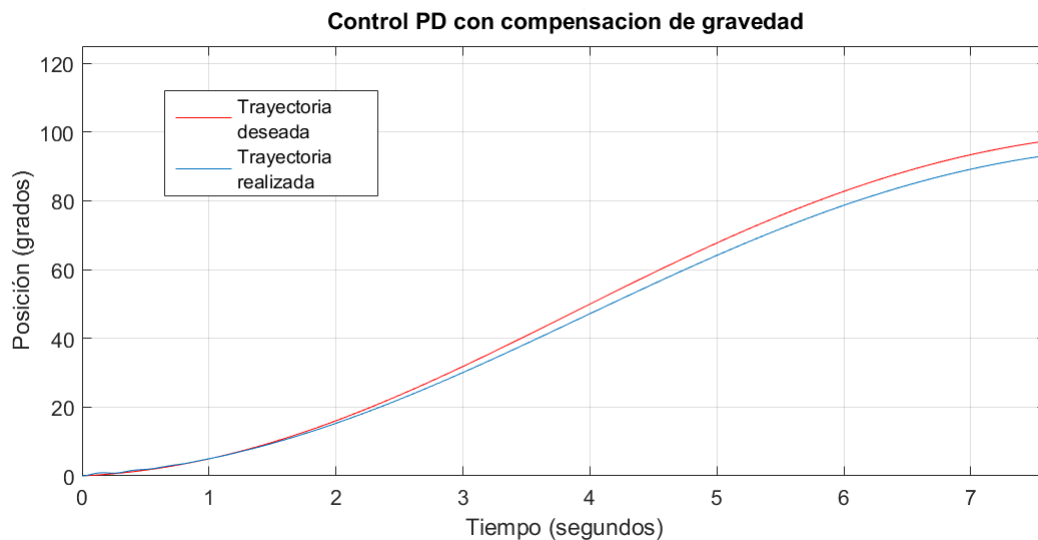


Figura 4.9: Trayectoria aplicando el controlador PD con compensación precalculada de la gravedad.

En la Figura 4.9 se muestra el resultado de la trayectoria de la articulación 2, realizando el movimiento de abducción. Se observa cómo la trayectoria realizada (azul) oscila levemente al principio para después apegarse a la deseada (roja). Al final del movimiento se llega a observar una desviación de aproximadamente 4° .

En la Figura 4.10, se observa la gráfica del par demandado por el controlador, el valor máximo es de 13.78 Nm.

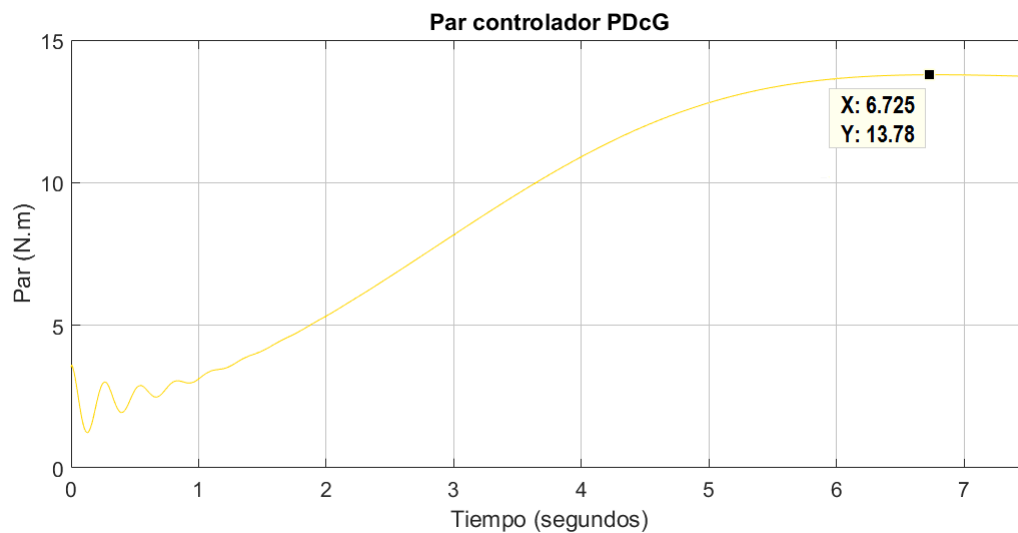


Figura 4.10: Par requerido del controlador PD con compensación precalculada de la gravedad

Simulación del control PID

El control PID no requiere del conocimiento de las ecuaciones que rigen a la planta para realizar el control adecuado de la misma. Se usa como una alternativa al control PD simple, ya que este por sí solo no es recomendable para controlar sistemas robóticos que cuentan con un término gravitacional.

Con la adición de un término integral se busca eliminar los errores que puedan ser causados por perturbaciones en el sistema, de igual manera su acción contribuye a disminuir las oscilaciones que surgen antes de que el sistema llegue al estado estacionario. Para la sintonización del controlador PID, al igual que en el caso anterior se

utiliza el segundo método de Ziegler-Nichols y se calculan las ganancias de acuerdo a la Tabla 4.2. Los valores resultantes se muestran en la Tabla 4.4.

Tabla 4.4: Ganancias para el controlador PID

| Ganancias | Calculadas | | | Utilizadas | | |
|-----------|------------|-------|-------|------------|-------|-------|
| | Art.1 | Art.2 | Art.3 | Art.1 | Art.2 | Art.3 |
| Kp | 180 | 150 | 120 | 187 | 156 | 125 |
| Ki | 120 | 348 | 91 | 91 | 367 | 91 |
| Kd | 67.5 | 16 | 3 | 26 | 7 | 3 |

Los valores calculados, se tomaron como punto de partida para sintonizar el controlador y obtener una buena respuesta del sistema.

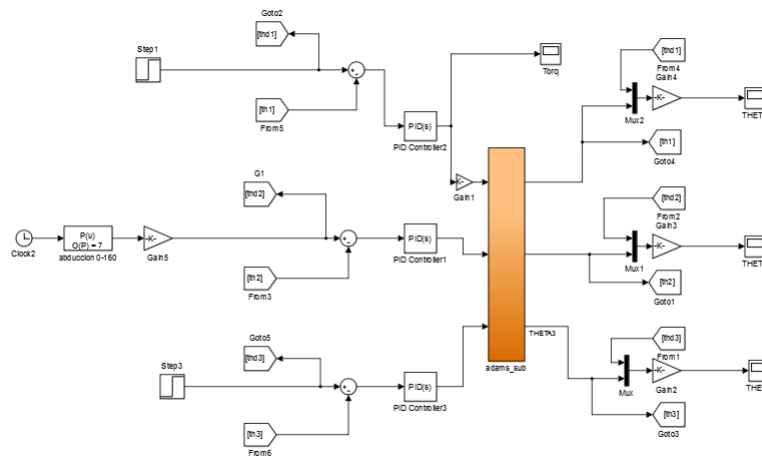


Figura 4.11: Diagrama de bloques del controlador PID

En la Figura 4.11 se observa el diagrama de bloques en Simulink del control PID y la planta del sistema robótico. Se utilizaron los bloques del controlador PID de Matlab en el diagrama y de manera similar a la anterior se uso el bloque de polinomio para añadir la trayectoria deseada.

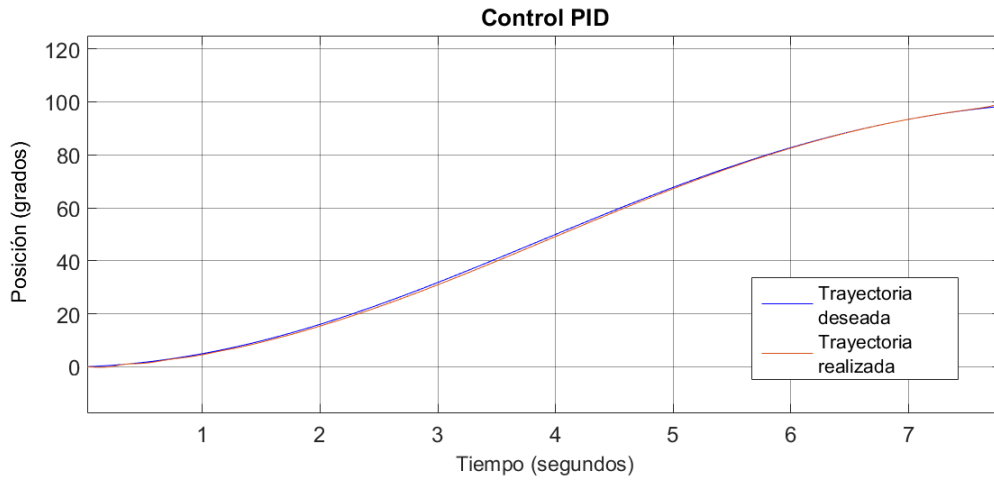


Figura 4.12: Trayectoria aplicando el control PID

Los resultados del control de movimiento de la articulación 2, es decir el movimiento de abducción, se muestran en la Figura 4.12, en ella se puede observar la trayectoria deseada (azul) y la realizada (rojo), a simple vista es posible observar que ambas gráficas son parecidas, observándose una desviación de aproximadamente 1° . Con respecto al par requerido por este controlador, en la Figura 4.13 se observa que el valor máximo alcanzado es de 13.36 Nm.

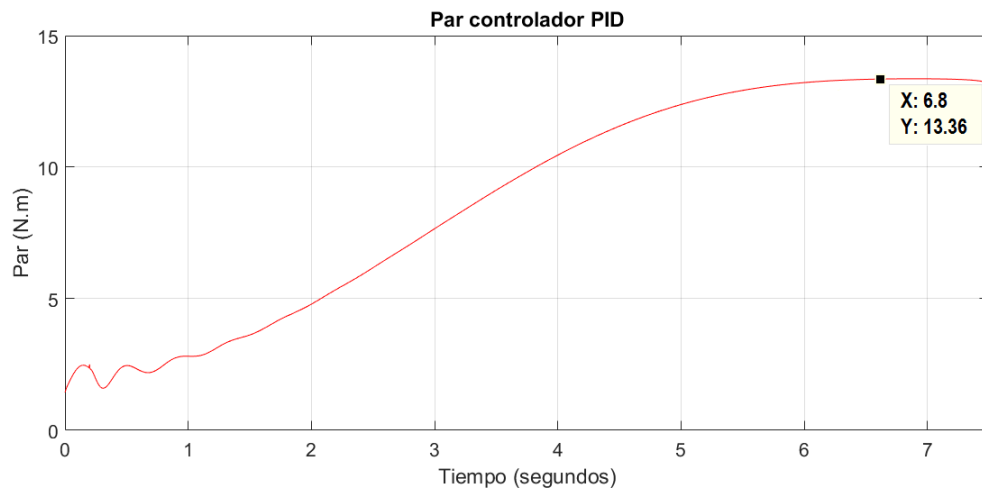


Figura 4.13: Par requerido del controlador PID

Simulación del control tangente hiperbólica

El controlador tangente hiperbólica sirve para reducir el error de posición en el control. La ventaja que tiene en comparación con los controles PD y PID es que es capaz de resolver el problema de saturación en el sistema. Esto se logra al acotar las entradas máximas del sistema manteniendo los rangos dentro de las capacidades de los actuadores.

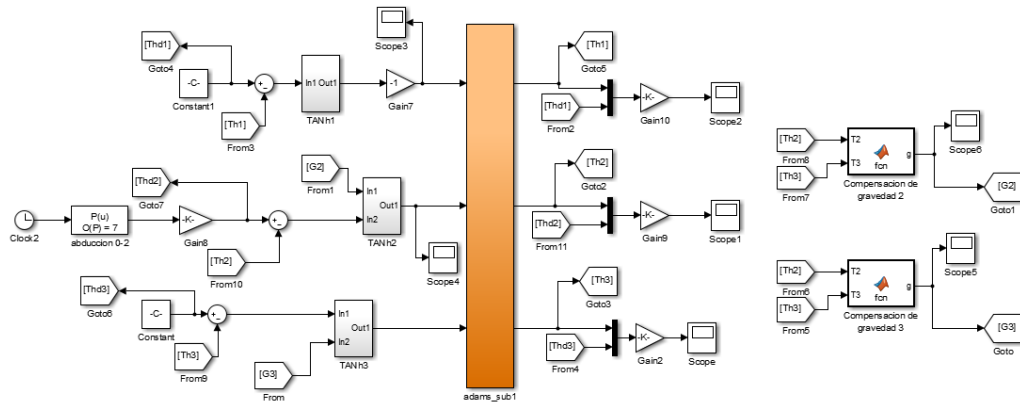


Figura 4.14: Diagrama de bloques del control tanh.

Para calcular los valores de las ganancias para el controlador tangente hiperbólica al igual que en los casos anteriores se utiliza el segundo método de Ziegler-Nichols, los valores de K_p y K_v se proponen en base a la Tabla 4.2. Los valores calculados y las ganancias utilizadas en la simulación se observan en la Tabla 4.5.

Tabla 4.5: Ganancias para el controlador tanh

| Ganancias | Calculadas | | | Utilizadas | | |
|-----------|------------|-------|-------|------------|-------|-------|
| | Art.1 | Art.2 | Art.3 | Art.1 | Art.2 | Art.3 |
| Kp | 18 | 96 | 150 | 20 | 100 | 170 |
| Kv | 2.7 | 26.4 | 18.75 | 2 | 30 | 9 |

El diagrama de bloques del controlador de tangente hiperbólica se muestra en la Figura 4.14. La función *tanh* es agregada en la parte proporcional del controlador únicamente.

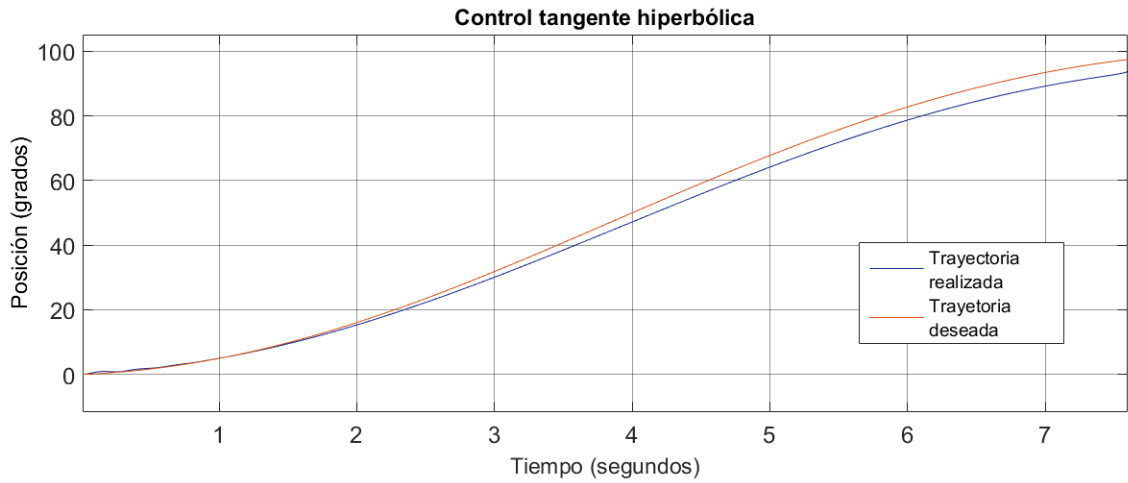


Figura 4.15: Trayectoria aplicando el control tanh

La trayectoria de la articulación 2 del rehabilitador se presenta en la Figura 4.15. Siendo la trayectoria deseada la línea color rojo y la trayectoria realizada la curva color azul.

Como se puede apreciar existe un ligero desfase al final de la trayectoria con un valor de 3° aproximadamente. El valor máximo del par demandado por este controlador es de 13.78 Nm como se observa en la Figura 4.16.

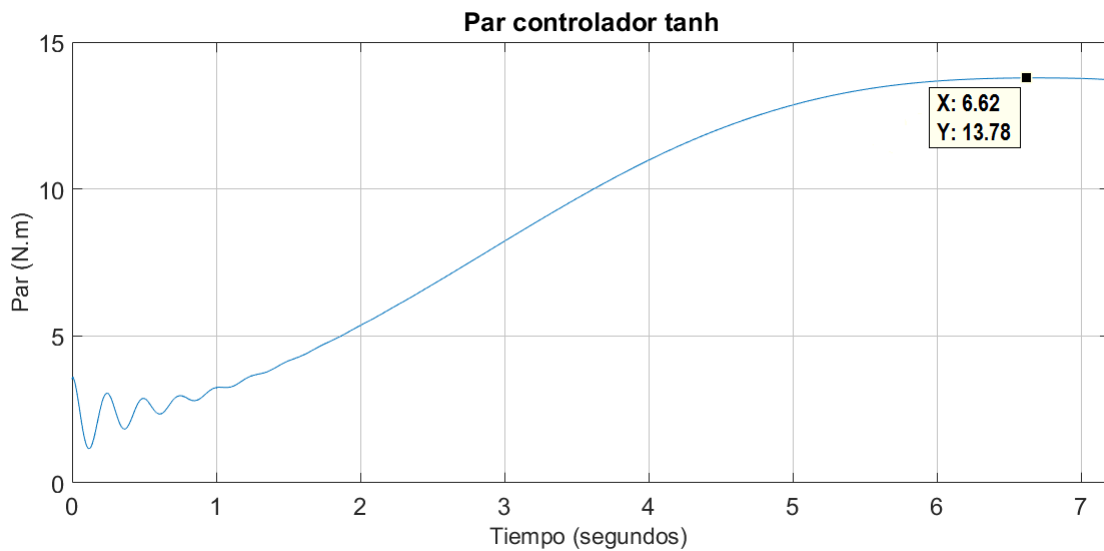


Figura 4.16: Par requerido del controlador tanh

Comparación de las técnicas de control

Para determinar cuál de los controladores tiene una mejor respuesta en el seguimiento de la trayectoria se realiza la comparación entre los errores generados por cada técnica de control, haciendo uso del cálculo del error cuadrático, ecuación (4.14), se obtiene el promedio de la desviación entre los datos observados y los deseados.

$$EMC = \sqrt{\frac{\sum_{i=0}^n (x_i - x_d)^2}{n}} \quad (4.14)$$

De esta forma, entre menor sea la diferencia se concluye que el control tiene un mejor desempeño en el seguimiento de la trayectoria de referencia. Los resultados obtenidos del cálculo del error cuadrático se presentan en la Figura 4.17.

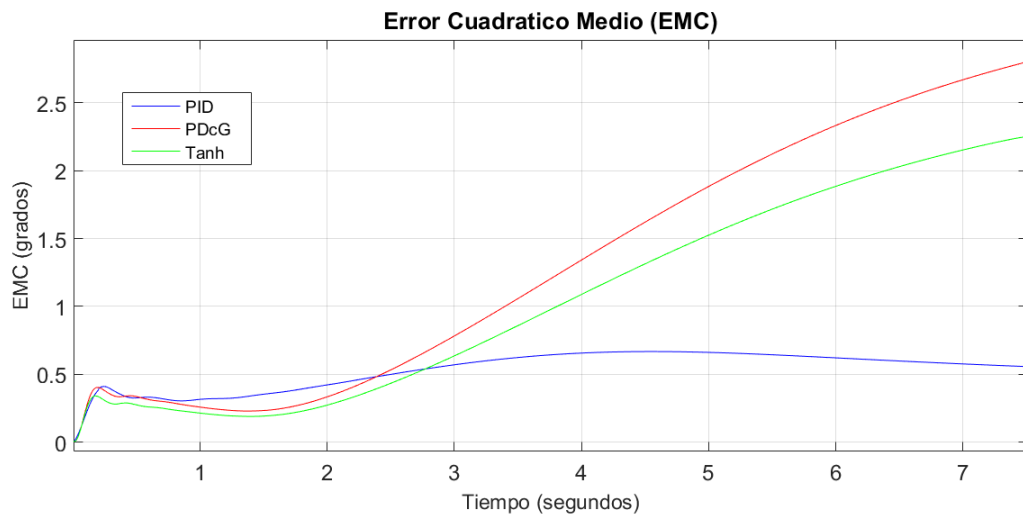


Figura 4.17: Comparación entre el EMC de los controladores.

De forma adicional a la comparación anterior se realiza el cálculo de la dinámica del error de cada controlador, estos resultados se muestran en la gráfica de la Figura 4.18.

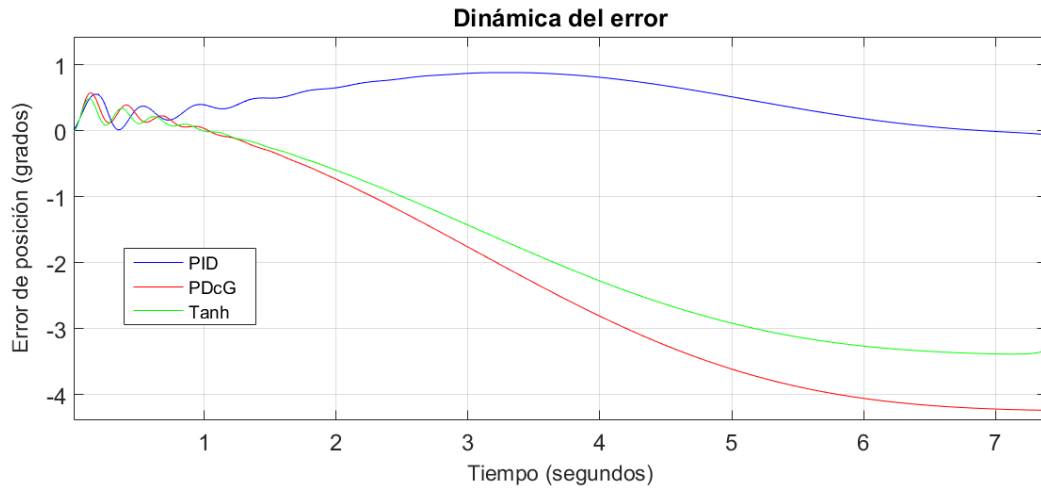


Figura 4.18: Comparación entre la dinámica del error de los controladores.

En ambas gráficas el control que obtuvo una mejor respuesta y por consiguiente el menor error, fue el control PID, presentando un error menor a 1° . A pesar de que los otros controladores son más robustos debido a que incluyen una compensación de gravedad, la cual garantiza la estabilidad asintótica local y reduce el error en la respuesta del sistema; el controlador PID logra contrarrestar los efectos de la misma con la acción integral, ya que esta acumula el error y con ello mantiene la posición deseada aún cuando el error es cero.

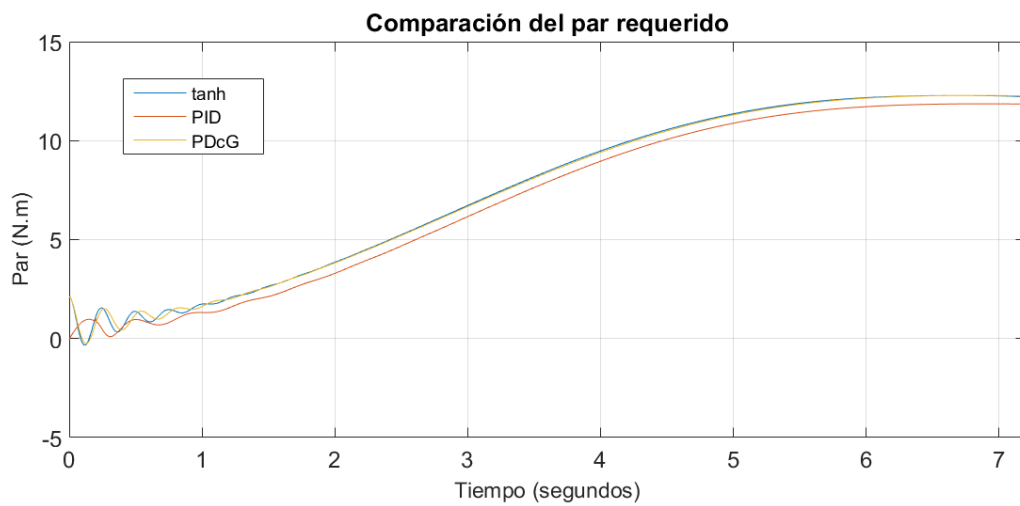


Figura 4.19: Comparación entre los pares requeridos por los controladores

En la Figura 4.19 se muestra la comparación entre los pares requeridos por los diferentes controladores para movilizar los eslabones. Como se observa, el controlador que requiere del menor par es el controlador PID (línea roja), con un valor de 13.36 Nm, mientras que los controladores *tanh* (línea azul) y PD con compensación precalculada de la gravedad (línea amarilla) requieren ambos de 13.78 Nm. Con base en los resultados de las comparaciones se ha optado por implementar el controlador PID para el control del movimiento del exoesqueleto rehabilitador.

4.6. Resultados del control

A continuación, se muestra una comparación entre el sistema sin control y el sistema controlado utilizando el controlador PID. Se realizan las simulaciones de las rutinas de movimiento (flexoextensión, abducción y flexoextensión horizontal). En cada rutina se genera un ciclo de movimiento siguiendo las trayectorias descritas por un polinomio de Bézier.

Flexoextensión

La articulación 3 se encarga de producir el movimiento de flexoextensión, antes de ser implementado el control, la articulación tenía un movimiento oscilatorio, como se aprecia en la Figura 4.20.



Figura 4.20: Movimiento de la articulación 3 sin control

Con la implementación del control PID la articulación 3 sigue adecuadamente la curva de referencia para generar la flexoextensión del brazo (Figura 4.21).

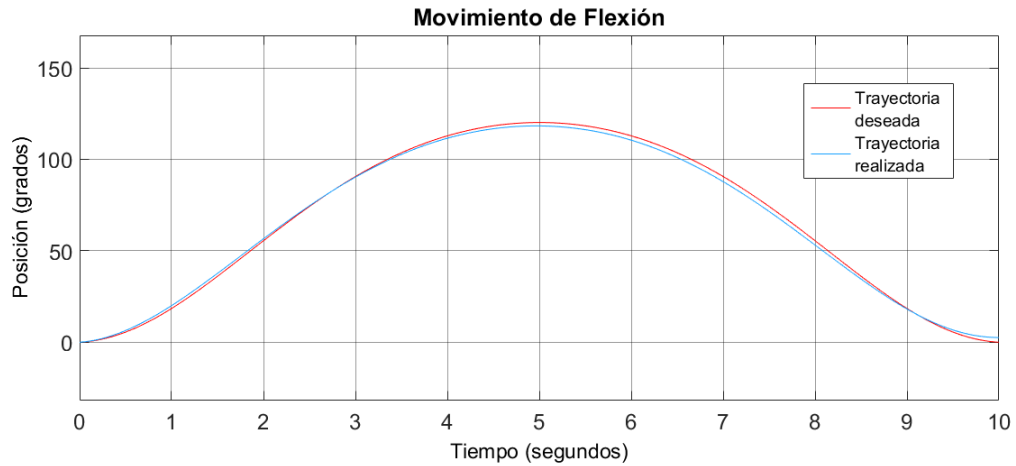


Figura 4.21: Movimiento de la articulación 3 con control

Las articulaciones 1 y 2 del exoesqueleto se mantienen en una posición fija para mantener estables los eslabones mientras se ejecuta la rutina. La curva del movimiento está descrita por el polinomio de Bézier de la ecuación (4.15), este es un polinomio de 6° grado y representa un ciclo completo del movimiento.

$$P_0^6 = P_0(1-t)^6 + 6t(1-t)^5P_1 + 15t^2(1-t)^4P_2 + 20t^3(1-t)^3P_3 + 15t^4(1-t)^2P_4 + 6t^5(1-t)P_5 + t^6P_6 \quad (4.15)$$

Abducción

Al igual que en el caso anterior, la articulación 2 presenta un comportamiento oscilatorio, el cual se observa en la Figura 4.22, éste movimiento tiene mayor amplitud debido a la acción conjunta del eslabón anterior.

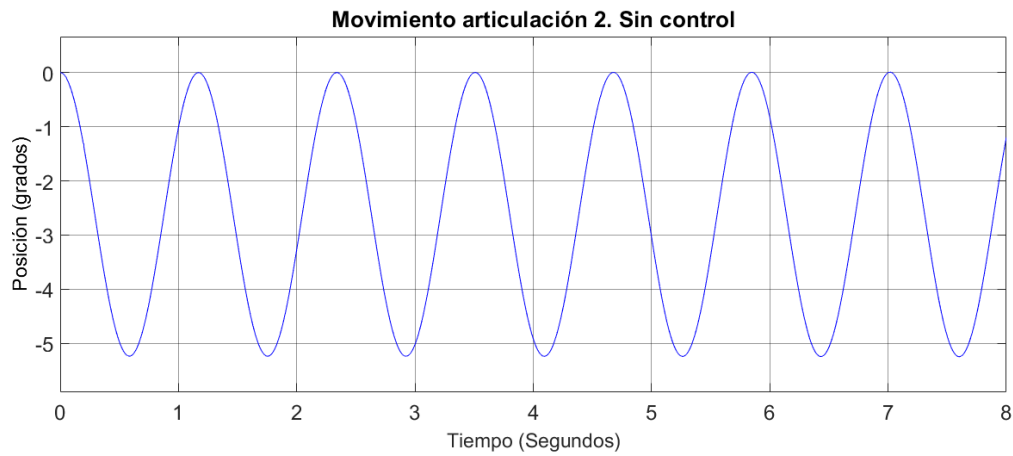


Figura 4.22: Movimiento de la articulación 2 sin control

Con el uso del controlador PID la articulación deja de tener un movimiento caótico y da seguimiento a la curva de abducción (Figura 4.23), la curva es generada con el polinomio de la ecuación (4.15). Este movimiento es mas complejo que el de flexoextensión debido a que se requiere un par mayor para movilizar el brazo.

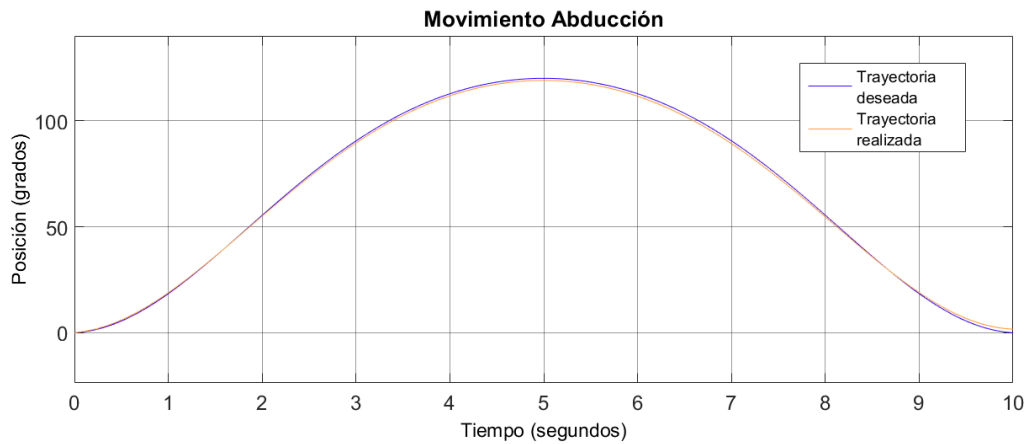


Figura 4.23: Movimiento de la articulación 2 con control.

Al igual que en caso anterior se establece la posición deseada en un punto muy cercano a los 0° para las articulaciones que no intervienen directamente en la rutina, en este caso las articulaciones 1 y 3.

Flexoextensión horizontal

El movimiento de la articulación 1 se muestra en la Figura 4.24, al igual que los otros dos casos se mueve de forma oscilatoria, sin embargo, esta articulación presenta un leve giro mientras oscila debido a la acción de las articulaciones restantes.

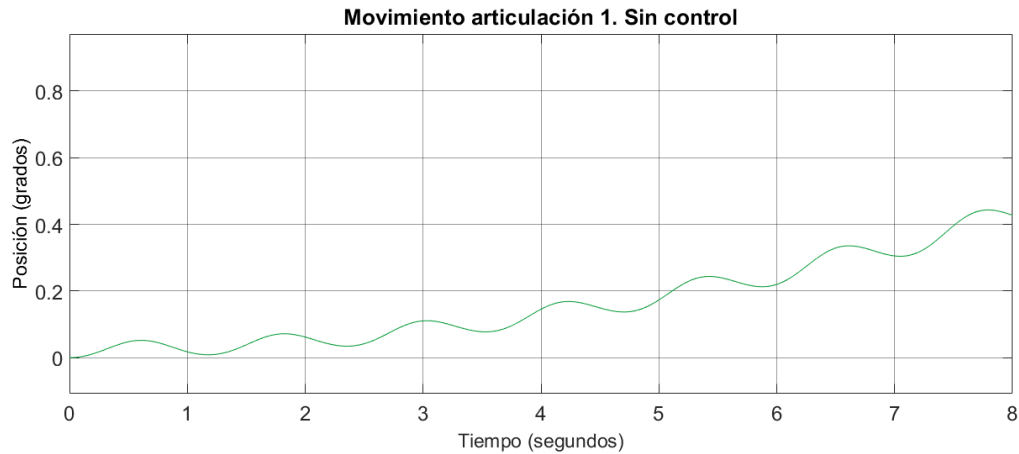


Figura 4.24: Movimiento de la articulación 1 sin control

Para llevar a cabo la rutina de flexoextensión horizontal, se requiere el control del movimiento de 2 motores, el de la articulación 2 y la articulación 1 propiamente, en la generación del movimiento de flexoextensión es necesario el posicionamiento del brazo a 90° en el plano sagital y posteriormente se lleva a cabo el giro en torno al eje vertical correspondiente a la rutina. El movimiento de cada motor se divide en fases de reposo y movimiento.

En la Figura 4.25 se observa el movimiento de la articulación 1, el cual consta de dos etapas de reposo al inicio y al final de la rutina, debido a que durante estos periodos se moviliza la articulación 2. La etapa de movimiento se genera a la mitad del ciclo, durante el seguimiento de la trayectoria de la curva trazada con la ecuación (4.15).

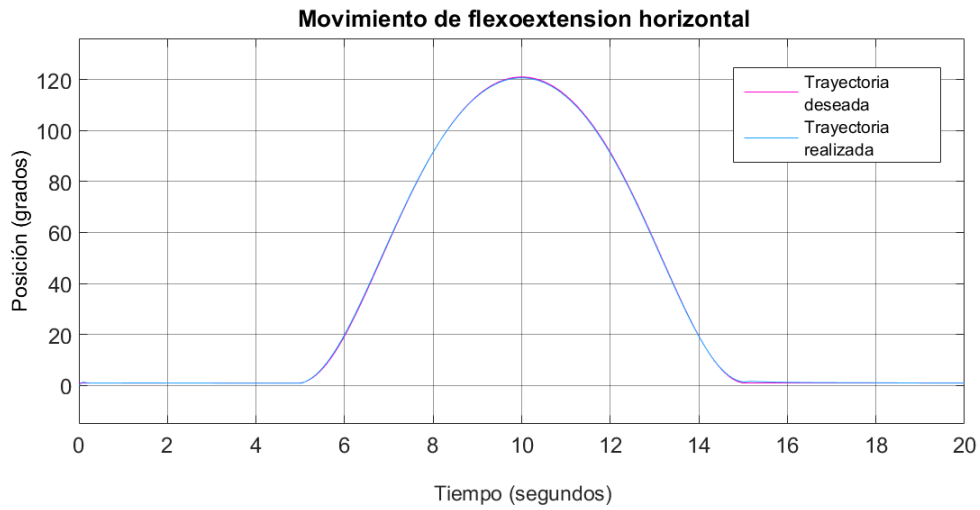


Figura 4.25: Movimiento de la articulación 1 con control

Por otro lado, en la Figura 4.26 se observa el movimiento de la articulación 2, al igual que la anterior se secciona en una etapa de reposo y dos de movimiento, la curva que sigue el eslabón durante el movimiento se describe con la ecuación (4.13). Esta curva lleva al eslabón hasta 90° , a partir de ahí se mantiene en reposo durante todo el ciclo de movimiento de la articulación 1 y cuando esta termina, nuevamente se mueve siguiendo una curva para volver a la posición inicial.

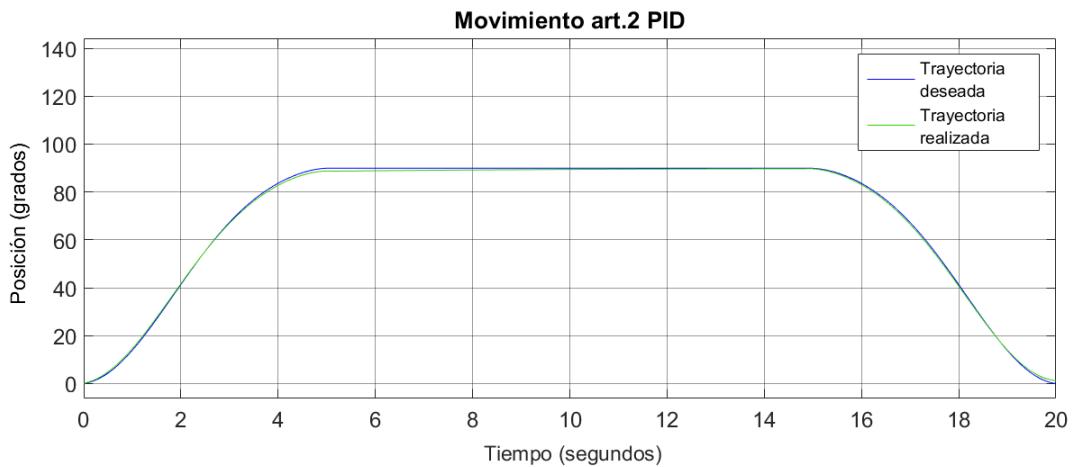


Figura 4.26: Movimiento de la articulación 2 con control

Capítulo 5

Electrónica y potencia

En este capítulo se presenta el desarrollo de los sistemas electrónico y de potencia del exoesqueleto, mediante el uso de software de simulación electrónica. El funcionamiento del rehabilitador se ilustra en la Figura 5.1, como se observa el sistema se divide en tres etapas.

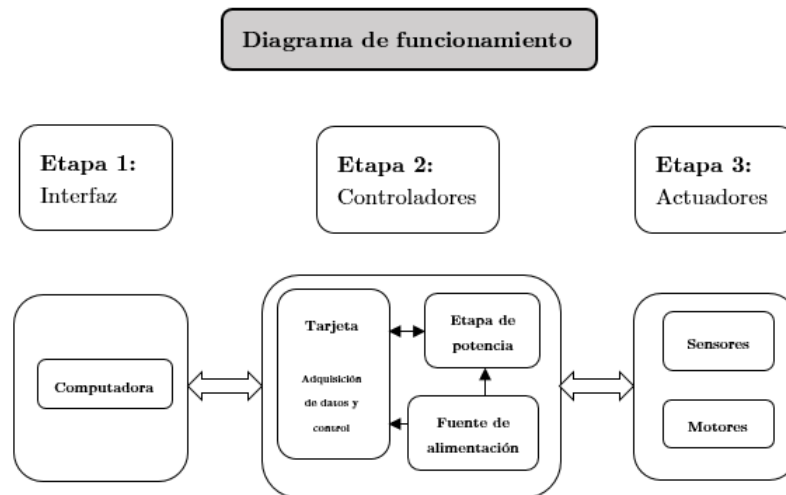


Figura 5.1: Diagrama de funcionamiento.

La primera es la interfaz gráfica, la cual se visualiza en una computadora, a través de ella el especialista configura los parámetros del sistema. Posteriormente se tiene la etapa de los controladores, en ella se encuentra el subsistema conformado por la

tarjeta de adquisición de datos y el sistema de control. En la segunda etapa también se considera la fuente de alimentación y los circuitos de potencia, las cuales amplifican las señales dadas por la tarjeta de control. La tercera etapa corresponde a la parte física del modelo, los actuadores; en esta se encuentran los motores y sensores.

5.1. Sensores

Los sensores son dispositivos que convierten una señal física en otra de naturaleza diferente que sea más fácil de evaluar, generalmente una señal eléctrica [48]. Los sensores obtienen información del sistema lo que permite monitorearlo o proporcionar señales de entrada para una unidad de control.

Los motores propuestos cuentan con sensores de efecto Hall (Figura 5.2), estos traducen el movimiento del motor en señales eléctricas cuadradas, las cuales procesan para conocer la posición del motor, el sentido de giro o determinar su velocidad.

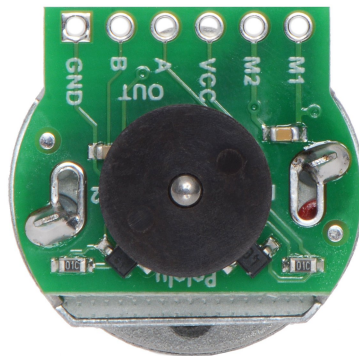


Figura 5.2: Encoder magnético con sensores de efecto Hall [49].

Los sensores de efecto Hall de salida digital se comportan como un interruptor, cuando estos detectan la presencia de un campo magnético generan una señal eléctrica en alto o bajo según sea el caso. Para aplicaciones de cálculo de velocidad y posición, los sensores son colocados con una separación de 90° , con respecto al círculo completo de giro del eje del motor. Un imán de ferrita induce las señales en

los sensores[50]. El encoder magnético del motor cuenta con 11 pulsos por revolución, para conocer los pulsos totales a la salida del motor se multiplican los pulsos por la relación de reducción, por lo que se obtiene un total de 3564 pulsos, siendo la resolución del encoder de 0.1° .

5.2. Controladores

En esta etapa se detalla el diseño y selección de los componentes y elementos que controlarán los motores del rehabilitador, tales como la fuente de alimentación, la tarjeta de adquisición de datos y la etapa de potencia. La interacción de estos elementos permitirá movilizar los eslabones en conjunto con el brazo siguiendo las trayectorias que fueron diseñadas en el Capítulo 4. La etapa de los controladores permite la comunicación entre la etapa de la interfaz y la de los actuadores, recibiendo las señales provenientes de la interfaz, interpretándolas y amplificándolas para enviarlas a los actuadores; y a su vez retroalimentándose con las señales de los sensores. A continuación se presentan los controladores correspondientes para cada propuesta de motor.

5.2.1. Controlador motor brushless

Para el control de los motores 57DMWH75, al tratarse de un motor brushless es necesario un controlador especializado que regule la velocidad y el sentido de giro de motor. El controlador utiliza como entrada la señal de control para generar la señal eléctrica que será enviada al actuador para que el motor alcance la posición deseada. Esta señal eléctrica se suministra con la fuente de alimentación, la cual debe soportar la demanda de voltaje y corriente de los motores.

El controlador propuesto para este motor es el driver DCC1100 de la marca Phidgets (Figura 5.3), cuenta con un conector de 5 pines para las señales provenientes del sensor Hall, éste se encuentra acoplado al eje del actuador, y otras 3 terminales para energizar el motor. El dispositivo controla la velocidad y la aceleración del motor, el sentido de giro e inclusive establece una posición deseada.



Figura 5.3: Controlador motor Phidgets [40].

Este dispositivo utiliza la librería Phidgets que le permiten ejecutar funciones para el control del motor, las cuales deben ser instaladas antes del empleo del mismo. Dependiendo del lenguaje en el que se vayan a desarrollar los programas se debe descargar la librería adecuada, de esta manera se reconocen los dispositivos para que puedan ser utilizados en diferentes aplicaciones.

Para la comunicación del motor con la interfaz de usuario es necesario un conector VINT Hub (Figura 5.4), éste permite conectar hasta 6 dispositivos y se conecta al controlador mediante cables molex y a la computadora a través de un cable USB.



Figura 5.4: Conector VINT.

Mediante el VINT Hub se puede acceder a la información de los dispositivos conectados a través de una interfaz, en ésta se indica el estado de los motores y los

canales del dispositivo, estos hacen referencia a partes del dispositivo como sensores o controladores. Para el uso de los motores en la programación se hace referencia a los canales y números de puerto para leer o escribir datos en ellos. La conexión de los dispositivos se especifica en la Figura 5.5.

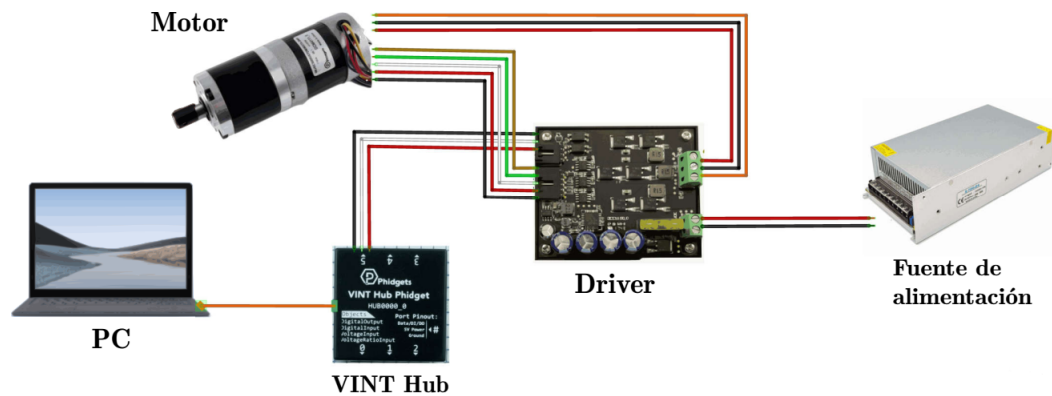


Figura 5.5: Diagrama de conexión motor brushless.

Como se observa, el motor debe tener todas sus terminales conectadas al controlador, el cual a su vez debe ser energizado por la fuente de alimentación, la conexión entre el controlador y la computadora se realiza mediante el hub, el cual posee 6 puertos para conectar los demás dispositivos.

5.2.2. Controlador motor DC

En el caso de la aplicación de motores DC en el rehabilitador, se requiere de un sistema que comprenda un controlador y un circuito de potencia. En esta aplicación donde se requiere llevar el motor a una posición en específico, el controlador debe adquirir los datos del sistema y controlarlo. Una tarjeta de adquisición y control contiene un microcontrolador que recibe las señales provenientes de la interfaz, además de procesar las señales de los sensores y generar las señales de control, que son transmitidas al circuito de potencia conformado por un puente H y consecuentemente a los actuadores.

Existen diversas tarjetas de desarrollo que cuentan con microcontroladores que se encargan del procesamiento y adquisición de datos. Estos dispositivos son el cerebro que coordina todas las señales provenientes del sistema y para el sistema, con la finalidad de monitorearlo y controlarlo.

La tarjeta de adquisición y control es la intermediaria entre la interfaz de usuario (computadora) y los actuadores que movilizan el rehabilitador, por lo que debe tener la capacidad de controlar los motores, monitorear la posición en tiempo real y comunicarse con la interfaz de manera eficiente.

Se selecciona la tarjeta Arduino, que funciona con el microcontrolador ATMEGA328P de Atmel (Figura 5.6), ya que cuenta con los periféricos requeridos en la aplicación, tales como comunicación UART, salidas PWM y una velocidad de procesamiento de 16 MHz, por otro lado, este microcontrolador cuenta con una extensa documentación sobre su programación y es bastante accesible.

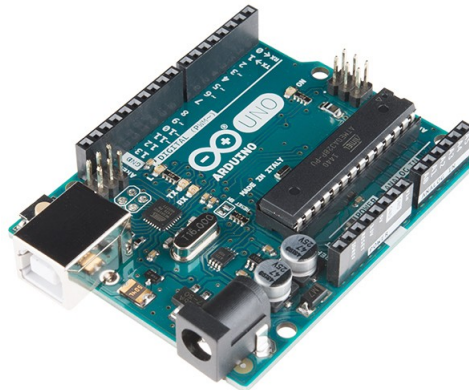


Figura 5.6: Tarjeta Arduino® [51].

Ya que el proyecto se basa en la automatización de un prototipo virtual, se le dio importancia a la disponibilidad del microcontrolador en el software de simulación, en este caso Proteus, para simular el funcionamiento con los demás componentes y la comunicación con la interfaz.

Para controlar los motores, la tarjeta de adquisición y control requiere de un circuito de potencia. Este circuito sirve como amplificador de las señales generadas por el microcontrolador, ya que son señales de bajo voltaje, el movimiento de los motores requiere de altos voltajes que podrían dañar el microcontrolador, es aquí donde entra la etapa de potencia que con un sistema de optoacopladores separa la parte eléctrica de la electrónica, esto a su vez se traduce en un circuito de protección contra sobrecargas para el microcontrolador.

Uno de los elementos más importantes del circuito de potencia para el control de motores de DC es el puente H ya que regula la velocidad y el cambio en el sentido de giro del eje. El puente H seleccionado para esta aplicación es el controlador VNH2SP30 (Figura 5.7), este tiene la capacidad para manejar motores de alto par como los usados en esta aplicación.

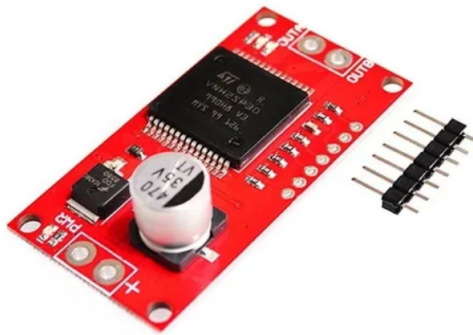


Figura 5.7: Controlador VNH2SP30 [52].

Este dispositivo es capaz de soportar una corriente máxima 30 A y operar con voltajes de hasta 35 V. Requiere de 3 señales, PWM (Pulse Wide Modulation) y dos señales para el cambio del sentido de giro del motor, provenientes del microcontrolador y una alimentación de 5 V para su adecuado funcionamiento.

El diagrama de conexión de los motores DC se presenta en la Figura 5.8.

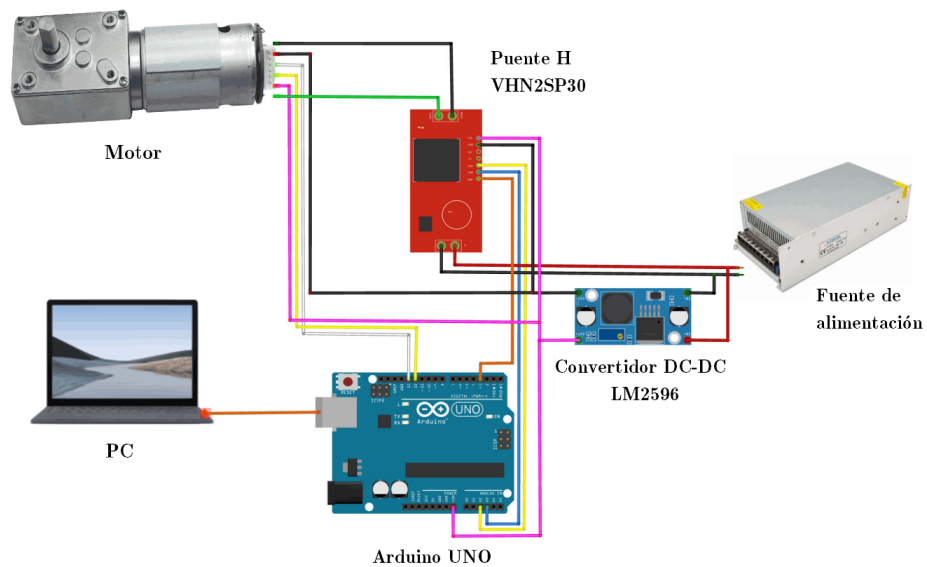


Figura 5.8: Diagrama de conexión motor DC.

En la Figura 5.8 se observa la conexión para un motor DC, este se energiza mediante el puente H mientras que los sensores necesitan una alimentación menor, las salidas de los sensores se conectan directamente al microcontrolador, éste se conecta al puente H donde envían las señales que controlarán al motor, así mismo la tarjeta se conecta al puerto USB de la computadora. Al tratarse de un prototipo virtual se ha optado por realizar las simulaciones electrónicas con el motor DC debido a la facilidad en el control de los motores, programación del microcontrolador y disponibilidad de simulación de los controladores en el software Proteus.

5.2.3. Fuente de alimentación

La fuente de alimentación es uno de los elementos más importantes en el sistema ya que suministra la energía que necesitan los demás componentes para funcionar, para su selección es necesario conocer cuánto voltaje y corriente demanda el sistema para elegir una fuente que cumpla con tales requerimientos. En la Tabla 5.1 se estima la corriente que debe suministrar la fuente, tomando en cuenta los actuadores y demás componentes del sistema.

Tabla 5.1: Requerimientos de corriente del sistema

| Elemento | Consumo |
|----------------------|-----------|
| Actuador | 3 x 7 A |
| Tarjeta | 2 x 46 mA |
| Circuito de potencia | 3 x 36 mA |
| TOTAL | 21.2 A |

Las fuentes conmutadas poseen una alta corriente y voltaje, siendo dispositivos compactos. Para satisfacer la demanda de energía, se propone el uso de una fuente de 24 V y 30 A como la mostrada en la Figura 5.9, ésta tiene una potencia de 720 W y un voltaje de entrada de 110V AC.



Figura 5.9: Fuente de alimentación.

La tarjeta de control requiere de 5V para su funcionamiento, este voltaje es obtenido usando el convertidor de voltaje LM2596. El circuito reduce el voltaje de entrada a un valor nominal, el cual es configurado con un potenciómetro. De esta forma se separa el voltaje utilizado en el circuito de potencia (puente H) y la alimentación de bajo voltaje (micro, sensores y circuito lógico del puente H).



Figura 5.10: Convertidor reductor LM2596 [53].

5.3. Interfaz

Para facilitar la interacción entre el especialista y el exoesqueleto se diseña una interfaz gráfica de usuario (Figura 5.11), utilizando Matlab, ésta utiliza elementos visuales para configurar los parámetros que determinan el movimiento del brazo en la rutina de rehabilitación.



Figura 5.11: Interfaz gráfica del exoesqueleto.

La interfaz cuenta con diferentes elementos configurables, el primero es un menú desplegable donde se selecciona el movimiento del hombro, debajo se encuentran una serie de campos donde se introducen los parámetros para la generación de la trayectoria que seguirá el brazo, tales como la posición final del movimiento y el tiempo en el que debe llegar a esa posición, de igual manera se introduce el número de repeticiones que se harán del movimiento seleccionado.

En la ventana de gráficos se muestra la previsualización de la curva generada a partir de los datos introducidos a fin de monitorear el sistema en todo momento. La interfaz cuenta con 3 botones, que sirven para reiniciar los campos configurables a su estado inicial (botón Reset), iniciar la rutina y el paro de emergencia.



Figura 5.12: Botones y campos.

La realización de la interfaz en Matlab permite programar eventos para los botones, tales como acciones o establecimiento de la comunicación serial, también se utiliza este software debido a la carga matemática que implica la generación de la curva de Bézier, donde los puntos de la trayectoria son enviados por puerto serial al microcontrolador para el posicionamiento de los motores y a su vez graficar la posición actual del motor en movimiento.

5.4. Simulaciones del sistema electrónico

La simulación del sistema electrónico consta de dos partes, la primera es la electrónica, que es simulada en Proteus, donde se encuentra el microcontrolador, los motores y los controladores; la segunda es la interfaz, la cual se realiza en el software Matlab.

Para la simulación de la comunicación entre la interfaz y el microcontrolador se utiliza el programa Virtual Serial Port Driver (Figura 5.13), un programa para generar puertos seriales virtuales y monitorear su conexión.

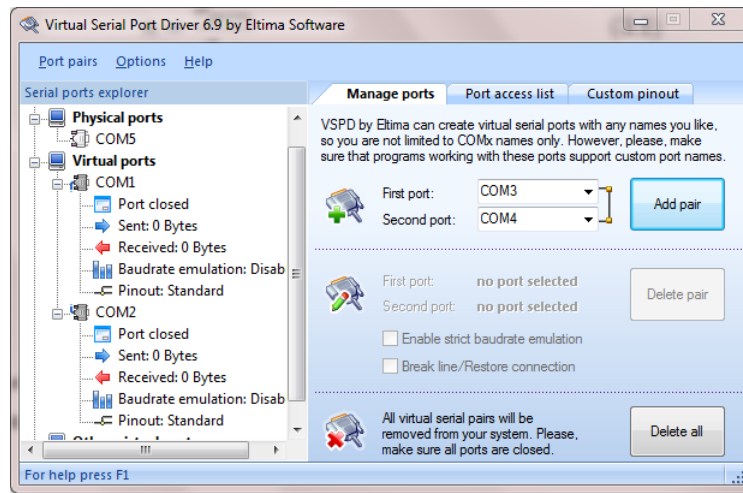


Figura 5.13: Virtual Serial Port Driver

En la simulación de una rutina de movimiento para la rehabilitación, inicialmente se ejecuta la interfaz, internamente se abre el puerto serial y se configuran los parámetros establecidos para la comunicación con el módulo serial en Proteus, en ambos casos es necesario especificar el número de puerto y configurar el puerto serial (baud rate, número de bits, bit de parada y paridad).

La interfaz de Matlab funciona mediante la programación de eventos en sus botones. Cuando el botón “Enviar” es presionado se ejecuta la captura de los datos insertados en los cuadros de texto y el menú desplegable, dependiendo de la rutina

seleccionada se genera el polinomio de la curva de Bézier. En este evento se realiza el envío y recepción de los datos al microcontrolador en un bucle con la duración del número de ciclos especificados. Inicialmente se envía la letra de la rutina a realizar y posteriormente se envía la posición deseada. En el caso de las rutinas que requieren el movimiento de dos motores se envía un dato indicador para el cambio en la selección del motor que debe moverse. Una vez que el dato ha sido enviado se ejecuta una pausa y se lee el dato de entrada el cual corresponde a la posición del motor en movimiento. Este dato se almacena y se grafica en la interfaz.

El botón “Reset” devuelve los campos configurados a sus valores originales y limpia el buffer, el botón “Stop”, detiene el envío y recepción de datos, además de cerrar el puerto de comunicación.

Cuando se inicia la simulación en Proteus, el microcontrolador se inicializa, configurando sus periféricos y puertos. La función para el control de posición de los motores se ejecuta de forma permanente, esta función consiste en un control PID, el cual retorna el valor del ciclo de trabajo de la señal PWM y configura el sentido de giro según corresponda para ajustar la posición del motor. La ejecución del control solo se ve interrumpida por la recepción de la UART o por un cambio en el puerto.

En el caso de la recepción por la UART, el primer dato recibido indica la rutina a realizar, los datos sucesivos se comparan de acuerdo a las condiciones de cambio de motor o reset, de no entrar en estas categorías, se asigna el dato a la posición deseada del motor correspondiente a la rutina que se esté ejecutando. En el caso de una interrupción por puerto generada por las señales de los sensores en los motores, se debe ajustar la posición actual del motor respectivo.

Para probar el funcionamiento del circuito en Proteus y su comunicación con la interfaz de usuario, se inicializa la interfaz y se espera a que el puerto virtual COM se configure y se habilite. En la interfaz se rellenan los campos requeridos tales como la rutina a realizar, la posición deseada, el tiempo deseado y el número de ciclos de repetición de la rutina (Figura 5.14).



Figura 5.14: Interfaz de usuario.

En caso de que se introduzcan valores para la posición que se encuentren fuera del rango de movimiento del brazo se despliega un mensaje de advertencia, el cual se muestra en la Figura 5.15.



Figura 5.15: Mensaje de advertencia.

Una vez configurados los valores del movimiento del brazo se inicializa la simulación en Proteus (Figura 5.16), donde se habilita un puerto COM para la comunicación con la interfaz.

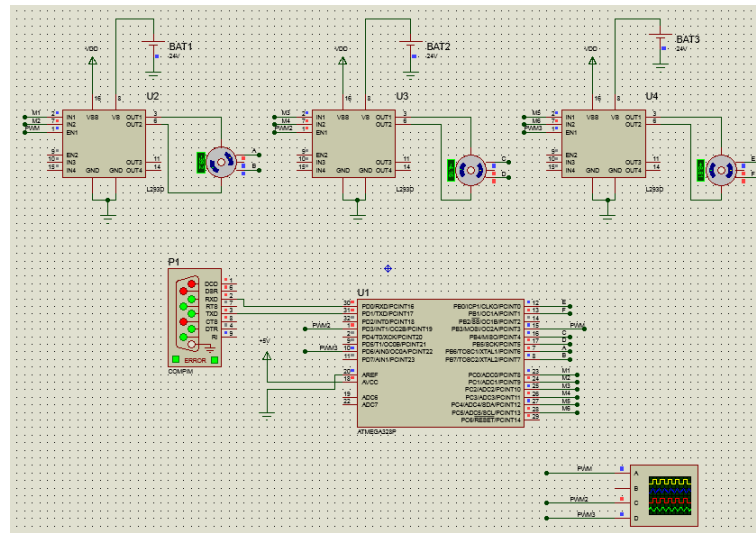


Figura 5.16: Diagrama esquemático del circuito en Proteus.

Al presionar el botón “Enviar” en la interfaz se envían los datos correspondientes a la rutina seleccionada y la sucesión de puntos que deberá alcanzar el motor, por su parte el microcontrolador envía los datos correspondientes a la posición actual los cuales se grafican en la interfaz (Figura 5.17). Se omitió el uso de la librería de Arduino en Proteus debido a que presentaba fallos al realizar la simulación.



Figura 5.17: Rutina de flexión en interfaz.

En la Figura 5.18 se muestra la simulación de la rutina de abducción en la posición máxima (130°), un ciclo de movimiento se realiza en un periodo de 10 segundos movilizandoo el motor 2.



Figura 5.18: Rutina de abducción en interfaz.

Por otro lado, se presenta la simulación de la rutina de flexión horizontal, ésta contempla el movimiento conjunto de dos motores. Como se observa, el motor 2 (Figura 5.19 b) llega a los 90° donde se mantiene mientras el motor 1 (Figura 5.19 a) realiza el movimiento de la rutina.



(a) Movimiento motor 1

(b) Movimiento motor 2

Figura 5.19: Rutina de flexión horizontal.

Cabe mencionar que los resultados obtenidos en las simulaciones dependen del desempeño computacional, debido al procesamiento de los datos en tiempo real y la memoria RAM utilizada por los programas en ejecución. Con la finalidad de ilustrar la interacción entre los programas utilizados en la simulación electrónica, en la Figura 5.20 se presenta un diagrama de la comunicación entre Matlab y Proteus.

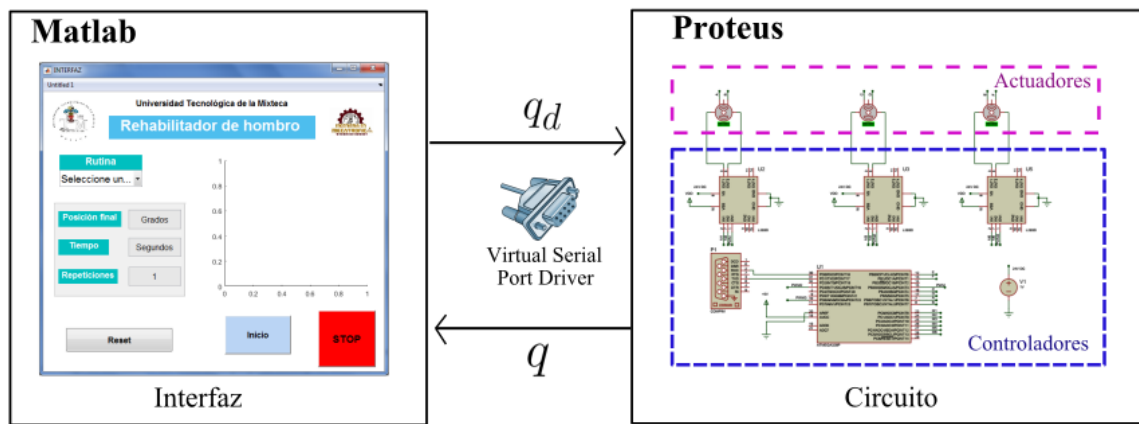


Figura 5.20: Conexión entre Matlab y Proteus.

Capítulo 6

Análisis de resultados

En este capítulo se presentan los resultados obtenidos del proyecto a fin de realizar un análisis y verificar que se satisfacen los requerimientos planteados. A su vez se realiza una comparación entre el exoesqueleto presentado en [1], denominado como el modelo original (ERH-UTM1), y el exoesqueleto automatizado propuesto en este proyecto, en el cual se ha realizado el rediseño de la estructura y la implementación de técnicas de control para su automatización. Los parámetros de comparación van dirigidos al cumplimiento de los requerimientos que tienen que ver con el peso, el par y el control del mecanismo. Esto con la finalidad de demostrar de manera concisa las mejoras del prototipo.

Peso del prototipo

Tras el análisis de la estructura del modelo 3D del rehabilitador, se identificó como uno de los principales requerimientos la disminución del peso del mecanismo. Para lograrlo se propuso realizar un cambio en el material de los eslabones. En la Figura 6.1 se muestra una comparación del peso de los mecanismos, divididos por secciones. cabe aclarar que en la comparación no se incluye el peso de los motores, únicamente se considera el peso de los eslabones.

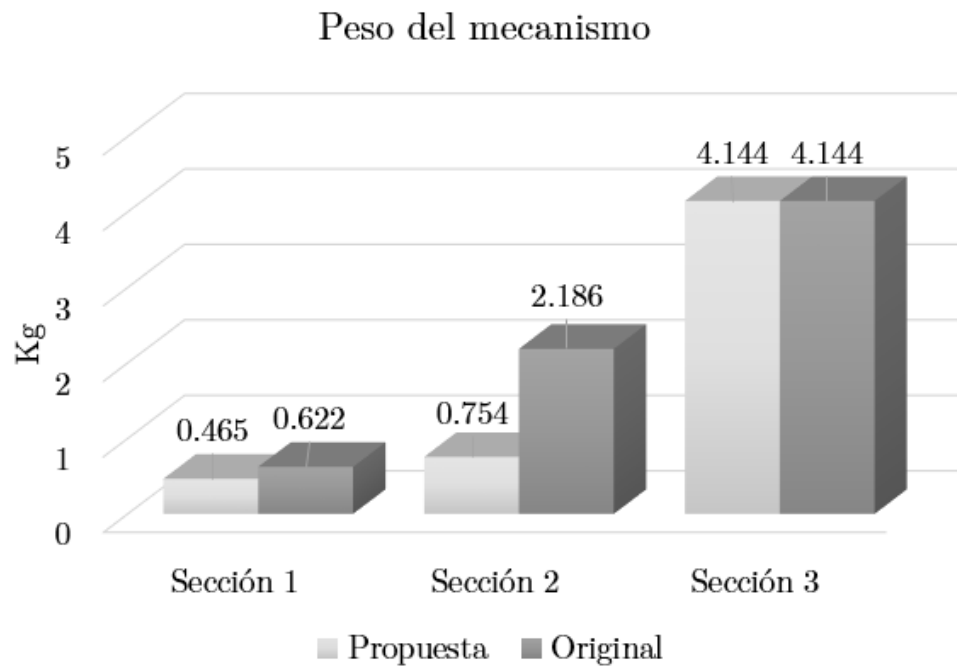


Figura 6.1: Peso de los prototipos

Las gráficas correspondientes a las secciones 1 y 2 del modelo propuesto, presentan una disminución en el peso, ya que son las secciones en las cuales se hizo el rediseño y cambio de material, mientras que en la sección 3 no se realizó modificación alguna, por lo que el peso es el mismo con respecto al modelo original.

Par requerido

Con la disminución del peso de los eslabones, se buscaba reducir el par demandado por los actuadores para movilizar el rehabilitador. En la Figura 6.2 se muestra la comparativa entre los pares requeridos del mecanismo anterior y el mecanismo propuesto.

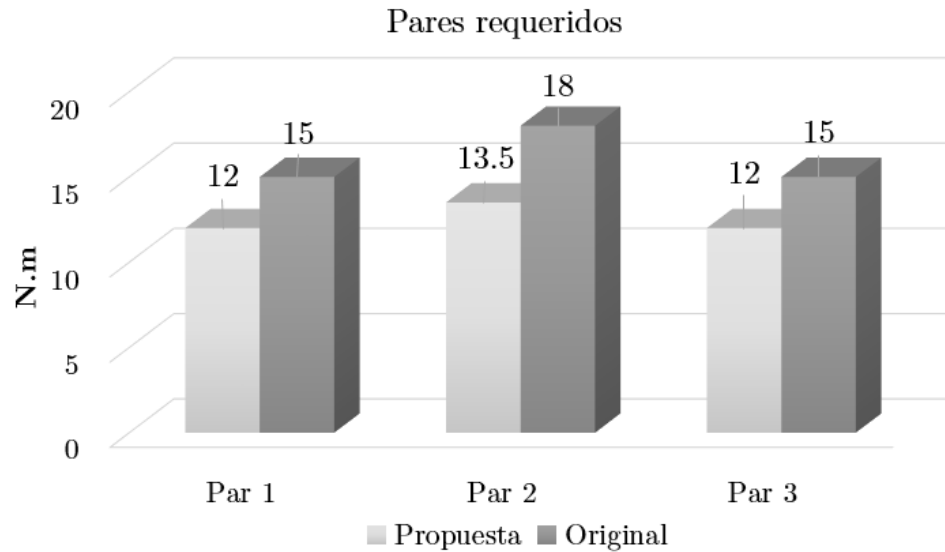


Figura 6.2: Par de los mecanismos

Los pares requeridos para el nuevo mecanismo, son menores con respecto a los valores anteriores, esto debido al peso de los eslabones y a la morfología del eslabón rediseñado.

Control

Un requerimiento del mecanismo es que éste genere el movimiento de las rutinas de forma automática, por ello se planteó el diseño de un sistema de control. Tras las pruebas realizadas se optó por el uso de un controlador PID. En la Tabla 6.2 se observa la comparación entre el controlador del prototipo automatizado y el del prototipo original.

Tabla 6.2: Comparación de los controladores

| Controlador | |
|--|---|
| Propuesta | ERH-UTM1 |
| <ul style="list-style-type: none"> ■ Controlador PID ■ Prueba de movimiento en abducción ■ Rango de 0° - 170° en 10 segundos ■ Error de 1° | <ul style="list-style-type: none"> ■ Controlador por planitud diferencial ■ Prueba de movimiento en flexoextensión ■ Rango de 0° - 90° en 3 segundos ■ Error de 10° |

El nuevo controlador propuesto para el movimiento de los eslabones presentó un mejor desempeño en el seguimiento de las trayectorias. Además, se complementó el control del movimiento con la implementación de una interfaz gráfica y se realizó el diseño del sistema electrónico para el control de los actuadores.

En la Figura 6.3 se muestra una compilación de los valores comparados anteriormente y los porcentajes de reducción que logró el proceso de rediseño en cada área.

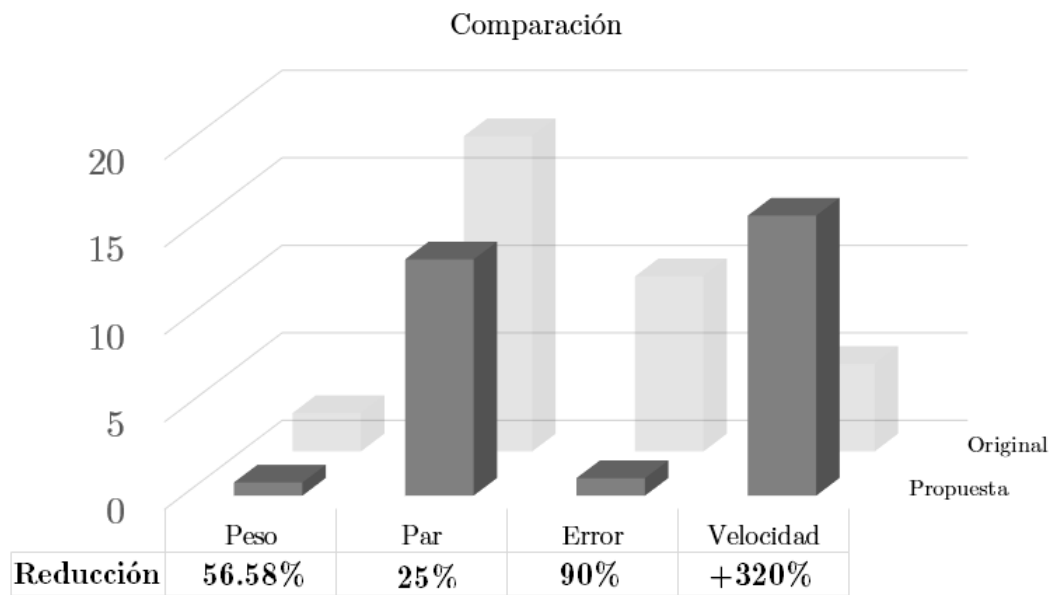


Figura 6.3: Comparación de resultados

De acuerdo a los resultados presentados anteriormente, se concluye que los requerimientos del proyecto se cumplieron de manera satisfactoria, además de lograr una mejora en algunos de los aspectos del mecanismo tras su rediseño.

Capítulo 7

Conclusiones y trabajos futuros

En este proyecto se llevó a cabo el rediseño y la automatización del exoesqueleto rehabilitador de hombro ERH-UTM1, aplicando técnicas de control PID, para que ejecute los movimientos de flexoextensión, abducción, aducción y flexoextensión horizontal utilizados en la terapia de hombro. Los sistemas diseñados, fueron validados con el proyecto diseñado por la Maestra Sosa [1], utilizando los resultados obtenidos por simulaciones y por el prototipo virtual.

El estudio del estado del arte referente a los exoesqueletos existentes, sirvió para plantear los requerimientos del sistema mecánico, mientras que la documentación sobre la biomecánica articular del hombro, ayudó a establecer las especificaciones de funcionamiento del prototipo a nivel virtual para la simulación y posterior validación.

La implementación de un prototipo virtual para resolver la problemática del rediseño tuvo como ventajas la rapidez de modificación, análisis y simulación de las diversas opciones de materiales y la facilidad de evaluación de cada una de las propuestas.

El cambio de material del mecanismo, cumplió con la finalidad de disminuir el peso de los eslabones, presentando una reducción del 56.58 % en la sección 2 y a su vez reduciendo el par requerido en los motores en un 25 %. Además, las modificaciones en la morfología mantuvieron el principio de movimiento original del rehabilitador.

Tras la comparación y selección del control a implementar en el rehabilitador, el controlador PID obtuvo los mejores resultados en el seguimiento de las trayectorias deseadas, presentando un error de aproximadamente 1° en la co-simulación Adams-Simulink. Por otro lado, en las simulaciones del sistema electrónico, los motores lograron seguir las trayectorias, alcanzando los puntos máximos deseados en los periodos especificados en la interfaz, aunque se presentaron pequeñas oscilaciones durante el movimiento.

Las pruebas de comunicación entre la interfaz y el sistema electrónico fueron satisfactorias ya que se logró la transmisión y recepción de los datos referentes a la posición de los motores. A pesar de tratarse de una comunicación entre puertos virtuales la velocidad de transmisión de datos se adecuó al tiempo de cada ciclo configurado en la interfaz. Sin embargo, esto se vio afectado en algunos casos por el procesamiento del equipo al momento de las simulaciones.

Finalmente, se puede concluir que el prototipo propuesto cumplió satisfactoriamente los objetivos planteados en un principio, validando cada uno de los sistemas diseñados y siendo estos capaces de interactuar entre sí para generar los movimientos de la rutina de terapia de hombro.

Trabajos futuros

En esta sección se proponen algunos puntos para dar seguimiento y mejorar el prototipo aquí desarrollado.

- ✓ Implementar los cambios en la estructura y los sistemas diseñados en este trabajo en el prototipo físico.
- ✓ Realizar mediante un estudio dinámico el análisis de fatiga del exoesqueleto rehabilitador de hombro.

- ✓ Realizar la implementación de sistemas de control robustos para un movimiento de los motores que sea capaz de responder a las perturbaciones ocasionadas por los pacientes y garantizar un movimiento suave independientemente de las condiciones de trabajo.
- ✓ Realizar una combinación con otros dispositivos de rehabilitación desarrollados en la universidad para generar un dispositivo movilizador para pacientes que presentan ECV's graves.
- ✓ Aumentar los grados de libertad del dispositivo para hacerlo que pueda ofrecer una terapia completa de miembro superior añadiendo movilidad en el codo, la muñeca y la mano.
- ✓ Realizar pruebas en pacientes con lesiones de hombro.

Referencias

- [1] D. Sosa Mendez, “Desarrollo de un exoesqueleto para rehabilitación de hombro,” Master’s thesis, Universidad Tecnologica de la Mixteca, 2017.
- [2] G. Chen, C. K. Chan, Z. Guo, and H. Yu, “A review of lower extremity assistive robotic exoskeletons in rehabilitation therapy.,” *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 41, pp. 343–363, 2013.
- [3] J. L. Pons, *Wearable robots: biomechatronic exoskeletons*. John Wiley & Sons, 2008.
- [4] Y. Sankai, “Hal: Hybrid assistive limb based on cybernics,” in *Robotics Research* (M. Kaneko and Y. Nakamura, eds.), (Berlin, Heidelberg), pp. 25–34, Springer Berlin Heidelberg, 2011.
- [5] A. Soteras, “Exoesqueleto para niños.” Plataforma digital EFESalud, Nov. 2016.
- [6] A. Altamirano, L. Leija, A. Vera, R. Muñoz, and A. Valentino, “Low cost knee bionic prosthesis based on polycentric mechanisms,” in *Proceedings of 2012 Pan American Health Care Exchanges*, pp. 89–94, IEEE, 2012.
- [7] P. Ospina Rodriguez, “Diseño e implementación de un prototipo funcional a escala de exoesqueleto, para rehabilitación de miembro superior, con dos grados de libertad en el plano sagital,” Master’s thesis, Universidad Santo Tomás, 2017.
- [8] V. Gassert, Roger & Dietz, “Rehabilitation robots for the treatment of sensori-motor deficits: a neurophysiological perspective,” *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 15, no. 46, pp. 1–15, 2018.

-
- [9] Kinetec, “Kinetec cintura máquina cpm hombro.” Recuperado de: <http://www.enraf.es/productos/cintura/>, 2017.
- [10] K. D. Fitle, A. U. Pehlivan, and M. K. O’Malley, “A robotic exoskeleton for rehabilitation and assessment of the upper limb following incomplete spinal cord injury,” in *Proc. IEEE Int. Conf. Robotics and Automation (ICRA)*, pp. 4960–4966, 2015.
- [11] U. News, “Rehab robot harmony introduced by ut austin engineers.” Recuperado de: <https://news.utexas.edu/2015/04/30/rehab-robot-harmony-introduced-by-utaustin-engineers/>, 2015.
- [12] G. YiKing, “Exoesqueleto nx.” Recuperado de: <https://exoskeletonreport.com/product/nx-a2/>, 2014.
- [13] E. Ruffaldi, M. Barsotti, D. Leonardis, G. Bassani, A. Frisoli, and M. Bergamasco, “Evaluating virtual embodiment with the alex exoskeleton,” in *International Conference on Human Haptic Sensing and Touch Enabled Computer Applications*, pp. 133–140, Springer, 2014.
- [14] Y. Shen, J. Ma, B. Dobkin, and J. Rosen, “Asymmetric dual arm approach for post stroke recovery of motor functions utilizing the exo-ul8 exoskeleton system: A pilot study,” in *Proc. 40th Annual Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pp. 1701–1707, 2018.
- [15] R. Espinoza, M. Destarac, J. García, R. Acebrón, L. Puglisi, and C. García, “Orte-sistema robotizado para la rehabilitación del miembro superior,” *Jornadas Nacionales de Robótica 2017*, 06 2017.
- [16] M. Guzmán Merino, “Diseño y actuación de un exoesqueleto para rehabilitación de hombro,” B.S. thesis, Universidad Carlos III de Madrid, 2018.
- [17] I. Diagnóstico, “Tratamiento del síndrome de hombro doloroso en primer nivel de atención,” *Evidencias y Recomendaciones. Guía de Práctica Clínica GPC. México: Secretaría de Salud*, 2016.

- [18] L. Ibarra, V. Segura-García, D. Chávez-Arias, O. Borunda-Falcón, T. Chávez-Heres, C. Ridaura-Valencia, and S. Macías Hernández, “Las enfermedades y traumatismos del sistema musculoesquelético. un análisis del instituto nacional de rehabilitación de méxico, como base para su clasificación y prevención.,” tech. rep., Instituto Nacional de Rehabilitación, 2012.
- [19] H. I. Krebs, J. J. Palazzolo, L. Dipietro, M. Ferraro, J. Krol, K. Ranekleiv, B. T. Volpe, and N. Hogan, “Rehabilitation robotics: Performance-based progressive robot-assisted therapy,” *Autonomous Robots*, vol. 15, no. 1, pp. 7–20, 2003.
- [20] P. Kevin, “El valor de la simulación virtual frente a los métodos tradicionales,” tech. rep., Aberdeen Group, 2014.
- [21] J. Vargas, “Metodología en proyectos mecatrónicos industriales,” in *Proceedings of 1er. Congreso y Taller Internacional de Mecatrónica, Asociación Mexicana de Ingenieros Mecánicos y Electricistas AC, AMIME, Instituto Tecnológico de Mérida, Universidad Autónoma de Yucatán*, pp. 12–14, 2007.
- [22] B. Forthomme, *Reeducación del hombro*. Editorial Paidotribo, 2007.
- [23] A. I. Kapandji, *Fisiología articular: esquemas comentados de mecánica humana*, vol. 1. Medica Panamericana, sexta edición ed., 2006.
- [24] R. Bejar, “Fisioterapia en el hombro: Tendinitis en el manguito rotador.” Recuperado de: <https://rehabilitacionpremiummadrid.com/blog/rocio-bejar/fisioterapia-en-el-hombro-tendinitis-en-el-manguito-rotador/>, 2019.
- [25] Ballester, “Rehabilitacion de la inestabilidad del hombro.” Recuperado de: <https://www.drballerster.com/rehabilitacion-de-la-inestabilidad-de-hombro.html>.
- [26] J. Jiménez Echenique, “La terapia ocupacional, fundamentos de la disciplina,” *Cuadernos Hospital de Clínicas*, vol. 59, no. ESPECIAL, pp. 84–89, 2018.

- [27] W. Kluwer, “Rediseño de productos.” Recuperado de: https://guiasjuridicas.wolterskluwer.es/Content/Documento.aspx?params=H4sIAAAAAAAAAEAMtMSbF1jTAAASNTUwMztlUouLM_DxbIwMDSONDQ30QQGZapUt-ckhlQaptWmJ0cSoAdVhysDUAAAA=WKE, 2019.
- [28] D. LaCourse, “Virtual prototyping pays off.” Recuperado de: <https://www.cadalyt.com/manufacturing/virtual-prototyping-pays-9774>, Apr. 2003.
- [29] LogicBus, “Automatizacion - que es, concepto, historia y usos de la automatizacion..” Recuperado de: <https://www.logicbus.com.mx/automatizacion.php>, 2019.
- [30] C. Calderón, “Diseño e implementación del sistema de control y automatización de los procesos de dosificación del hormigón,” *Jornadas de Ingeniería Eléctrica y Electrónica (FIEE)*, 2007.
- [31] H. McHugh, R. Zhang, “Virtual prototyping of mechatronics for 21 st century engineering and technology,” pp. 1–12, ASEE Midwest Conference, 2008.
- [32] J. G. Molina P., *Fundamentos del metodo de elemento finito*. UMSA, primera edicion ed., 2010.
- [33] E. Frias Valero, *Aportaciones al estudio de las máquinas eléctricas de flujo axial mediante la aplicación del método de los elementos finitos*. PhD thesis, Universitat Politècnica de Catalunya, 2004.
- [34] S. Plagenhoef, F. G. Evans, and T. Abdelnour, “Anatomical data for analyzing human motion,” *Research Quarterly for Exercise and Sport*, vol. 54, no. 2, pp. 169–178, 1983.
- [35] R. G. Budynas and J. K. Nisbett, *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley*. McGrawHill., 2012.
- [36] L. Paloma, “Nylomaq.” Recuperado de: https://www.lapaloma.com.mx/lapaloma_metales/nylomaq.html, 2020.

- [37] J. P. Vidosic, *Machine design projects*. Ronald Press Company, 1957.
- [38] R. Avila, L. Prado, and E. Gonzalez, “Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana,” *Mexico, Universidad de Guadalajara, Centro Universitario de Arte, Arquitectura y Diseño, Division de Tecnologia y Procesos, Departamento de Produccion y Desarrollo, Centro de Investigaciones en Ergonomia*, 2007.
- [39] U. de Antioquia, “Biomecanica.” Recuperado de: <http://aprendeonline.udea.edu.co/lms/moodle/mod/page/view.php?id=164195>, 2016.
- [40] Phidgets, “Brushless motor.” Recuperado de: <https://www.phidgets.com/?tier=3&catid=101&pcid=81&prodid=1087>, 2016.
- [41] R. Mott and V. Pozo, *Diseño de Elementos de Maquinas - Con 1 CD*. Pearson/Educacion, 2006.
- [42] A. Barrientos, L. Balaguer, and C. Aracil, *Fundamentos de Robótica*. Mc Graw-Hill, 2da ed., 1997.
- [43] R. Kelly and V. Santibanez, *Control de movimiento de robots manipuladores*. Pearson Educación, 2003.
- [44] K. Ogata, *Ingeniería de control moderna*. Pearson Educación, 2003.
- [45] R. Kelly, V. Santibáñez, and F. Reyes, “On saturated-proportional derivative feedback with adaptive gravity compensation of robot manipulators,” *International Journal of Adaptive Control and Signal Processing*, vol. 10, no. 4-5, pp. 465–479, 1996.
- [46] L. F. Jambrina, “Curvas de bézier,” in *Curvas y superficies en el diseño geométrico asistido por ordenador* (E. Navales, ed.), ch. 2, Avenida de la Memoria 4: Universidad Politécnica de Madrid.
- [47] J. G. Ziegler, N. B. Nichols, and N. Y. Rochester, “Optimum settings for automatic controllers,” *trans. ASME*, vol. 64, no. 11, 1942.
- [48] F. Didactic, “Sensores para la técnica de procesos y manipulación,” 1993.

-
- [49] SanDoRobotics, “Encoder magnético para micromotorreductores metal.” Recuperado de: <https://sandorobotics.com/producto/3499/>.
- [50] W. López-Contreras, J. Antolines, and H. Vacca *Visión Electrónica*, “Diseño de un encoder magnético usando efecto hall,” vol. 13, pp. 254–261, 07 2019.
- [51] Electronilab, “Arduino uno rev3 original de italia.” Recuperado de: <https://electronilab.co/tienda/arduino-uno-rev3-original/>.
- [52] P. Flotante, “Driver vnh2sp30, pwm, puente h, de alta potencia, 30a, para control de velocidad y dirección de giro en motores de cd.” Recuperado de: <https://www.puntoflotante.net/DRIVER-VNH2SP30-PWM-PUENTE-H-MOTORES-CD.htm>.
- [53] Naylampmechatronics, “Convertidor voltaje dc-dc step-down 3a lm2596.” Recuperado de: <https://www.naylampmechatronics.com/conversores-dc-dc/196-convertidor-voltaje-dc-dc-step-down-3a-lm2596.html>.

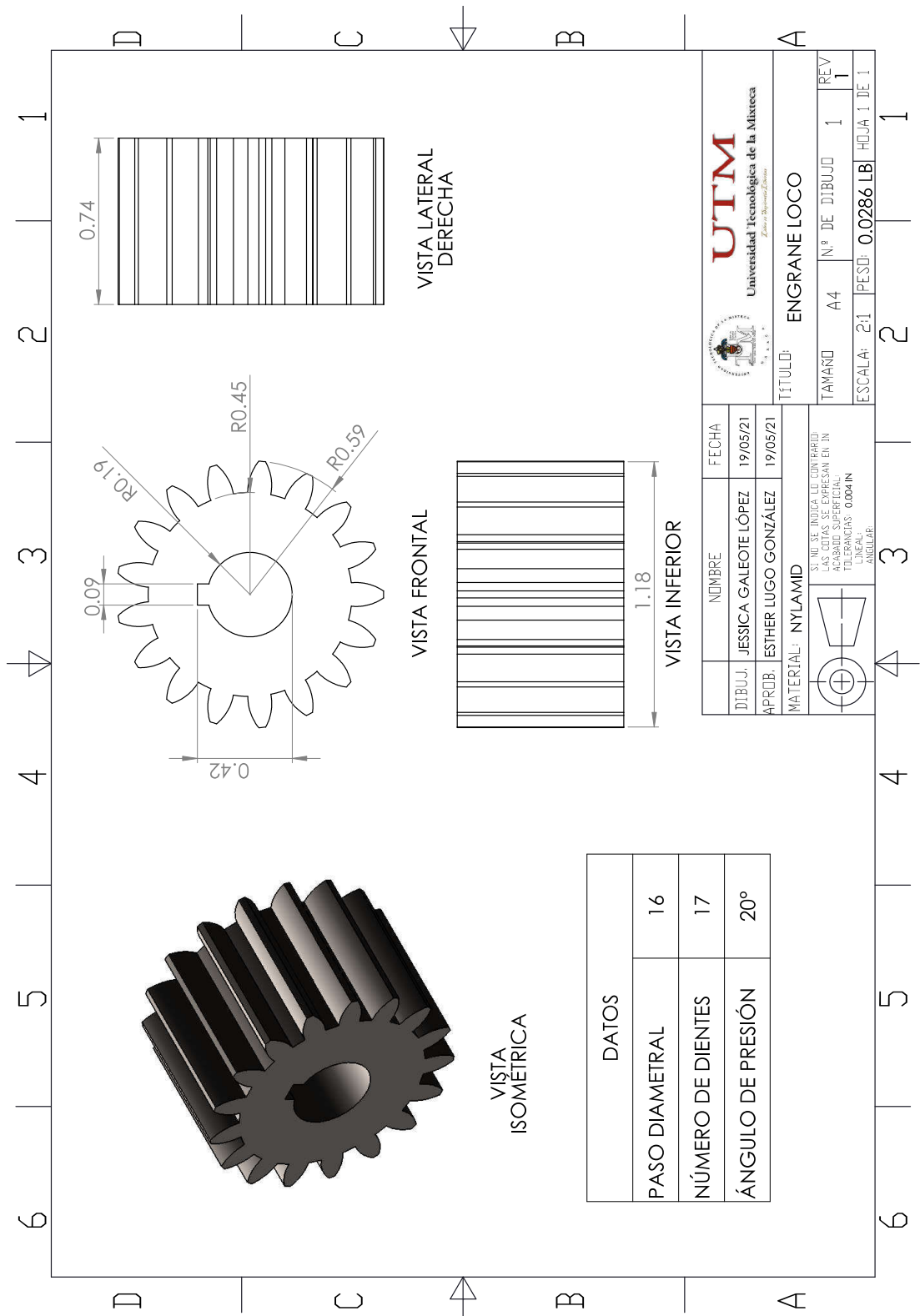
Anexo A

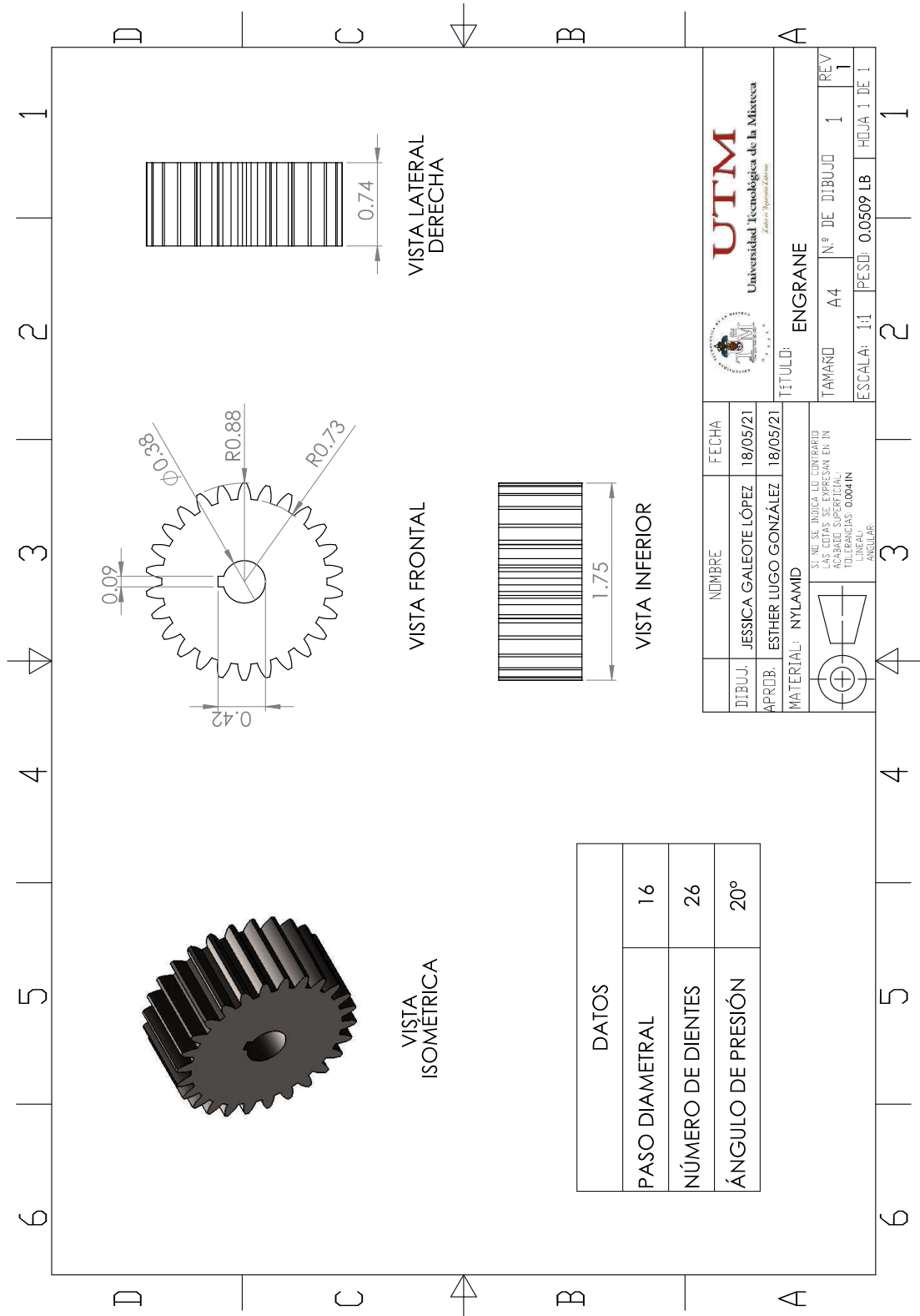
Dibujos técnicos

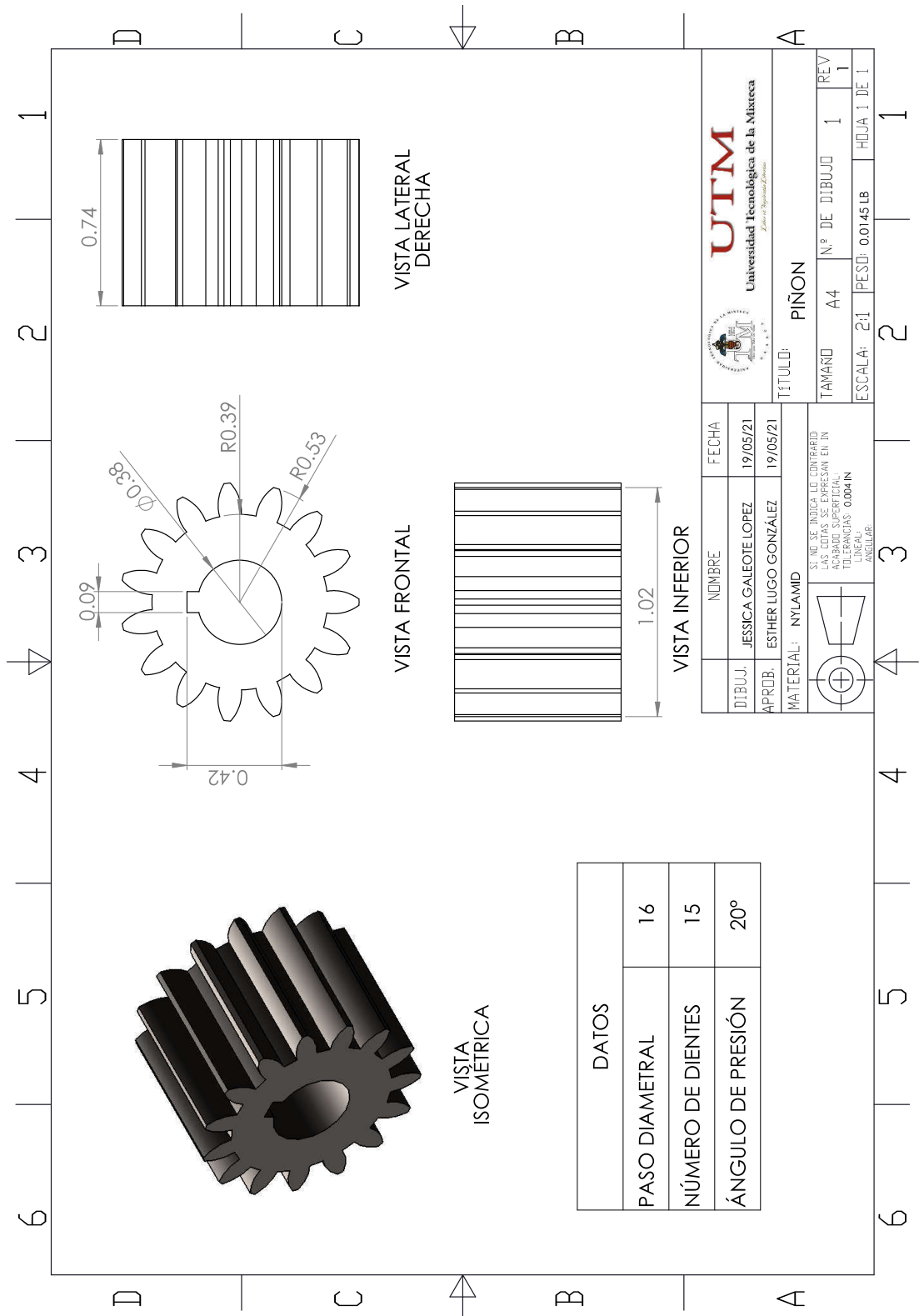
En este anexo se presentan los dibujos técnicos de las piezas que se deben maquinar para el exoesqueleto rehabilitador de hombro. Las piezas que se presentan en este anexo son:

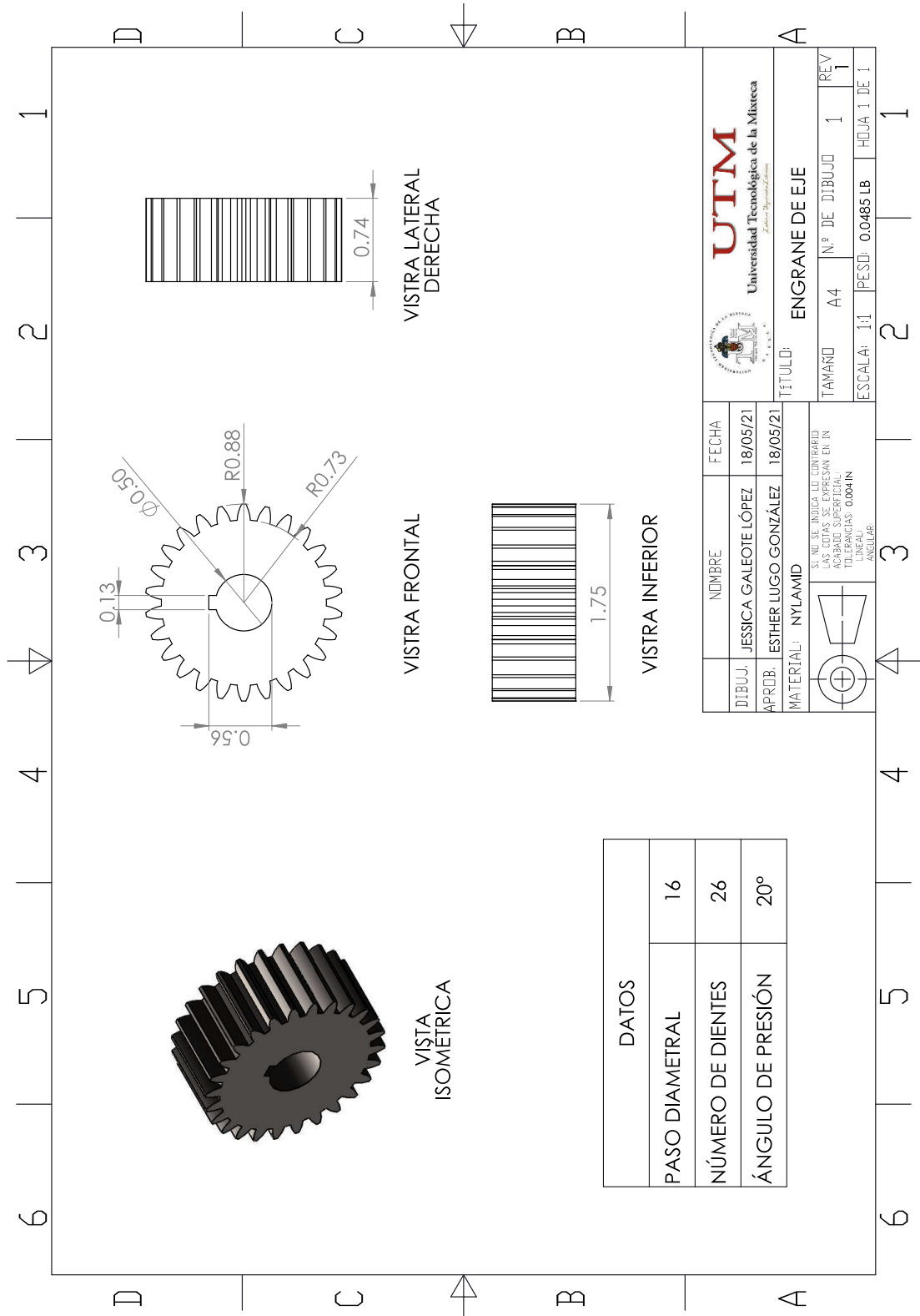
- Engranés
- Eslabones
- Ensamble

Engranés

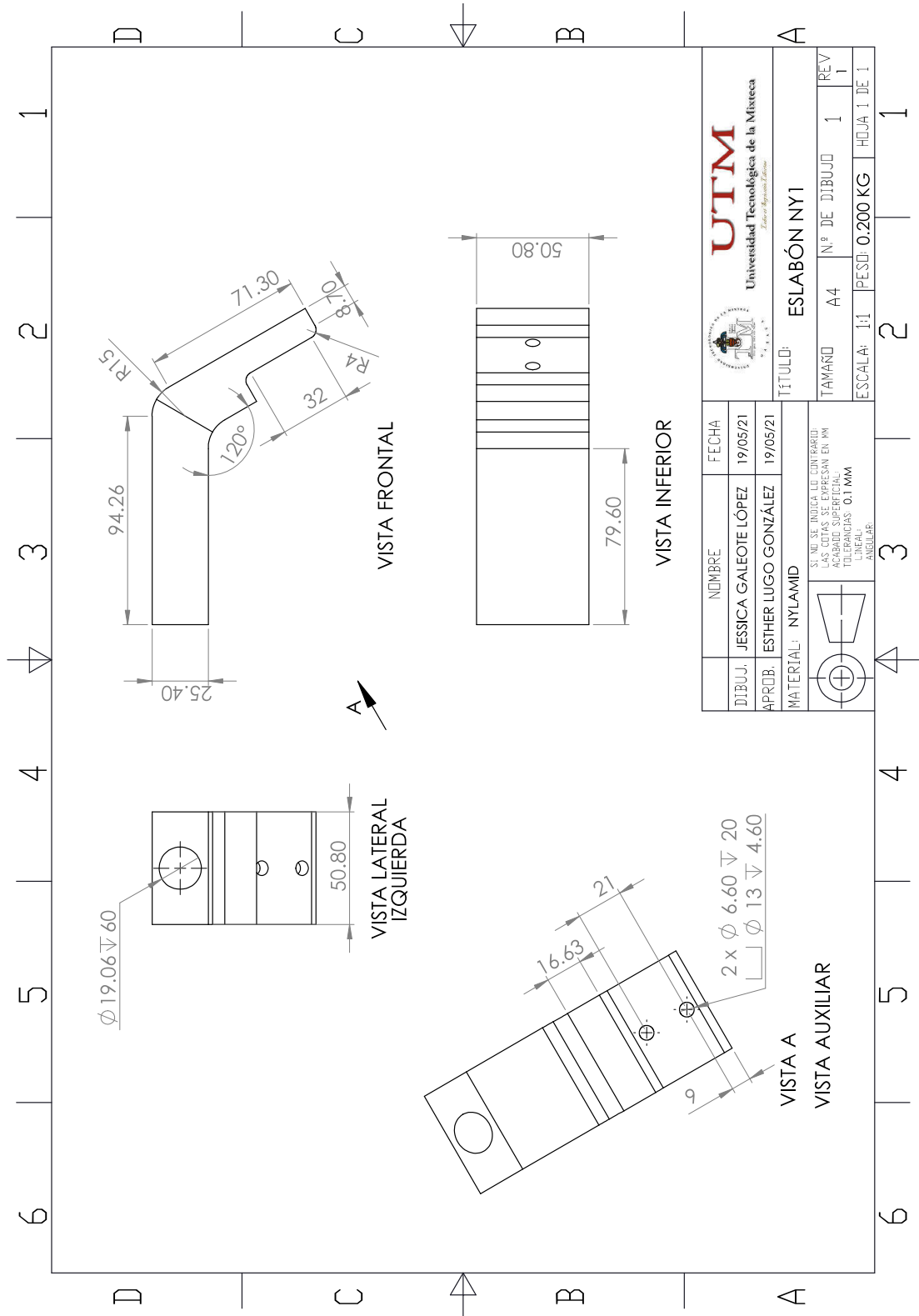


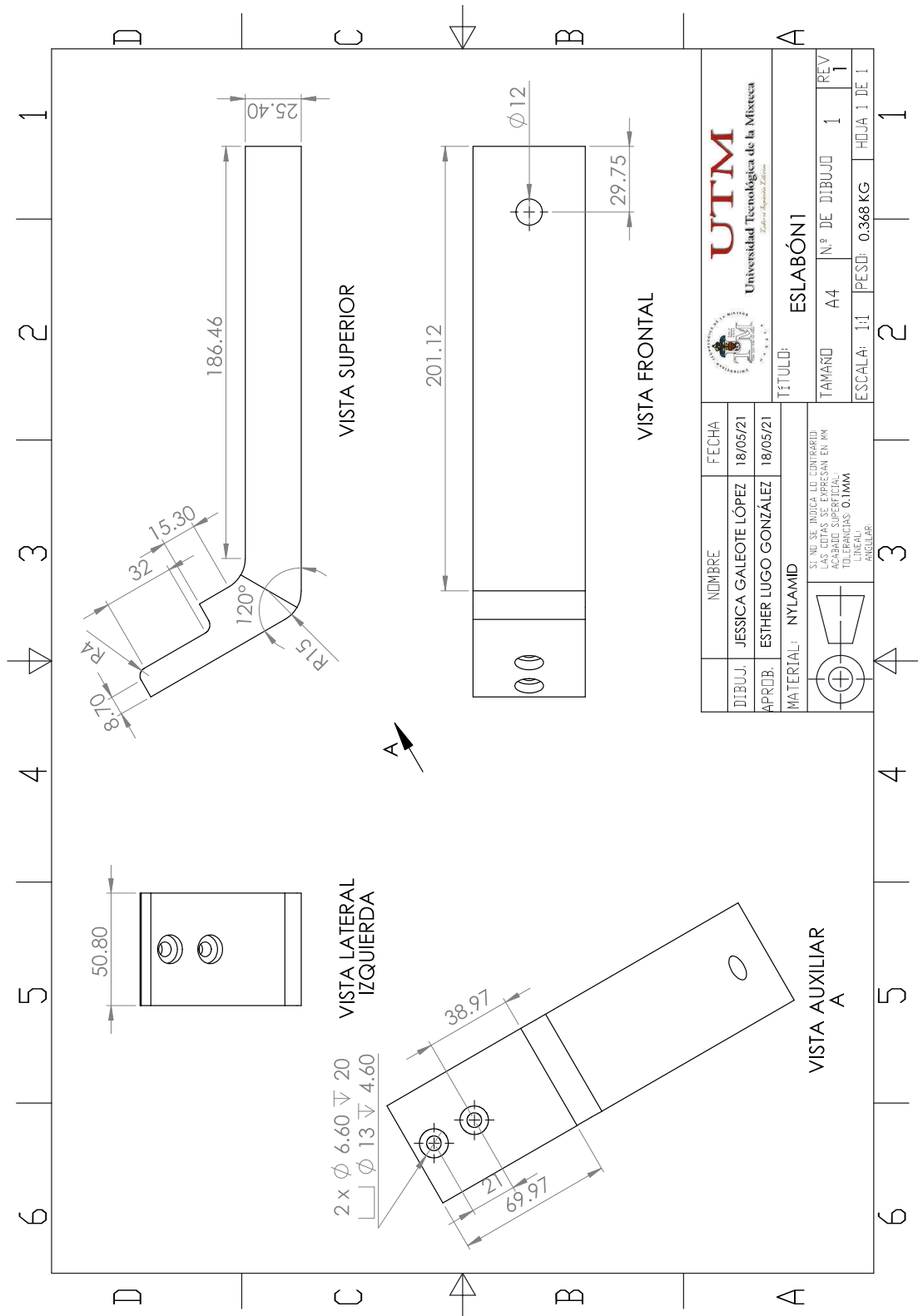


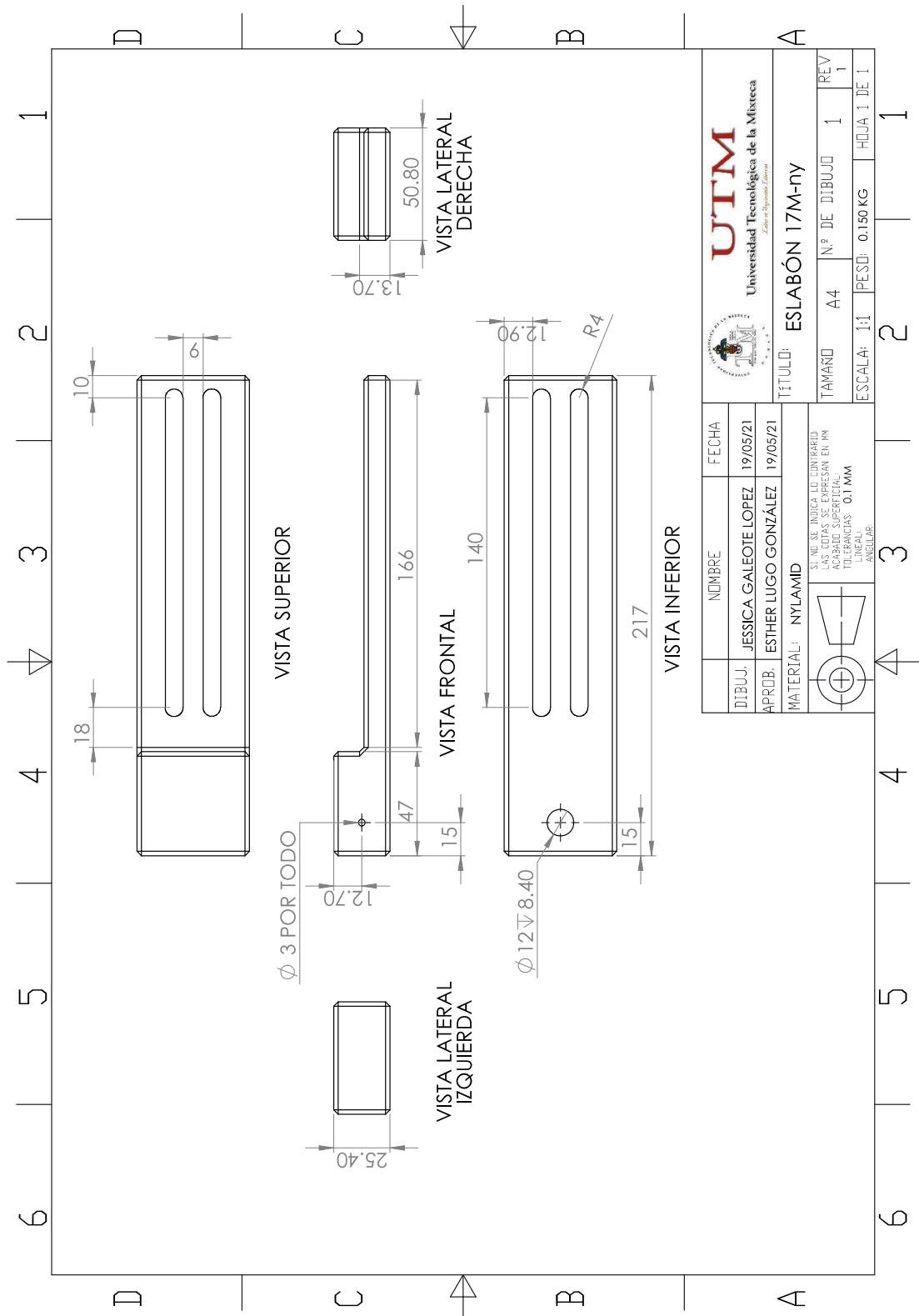





Eslabones







| | |
|---|----------------------|
|  Universidad Tecnológica de la Mixteca <i>Unidad de Posgrado y Extensión</i> | |
| NOMBRE | FECHA |
| JESSICA GALEOTE LOPEZ | 19/05/21 |
| APROB. | ESTHER LUGO GONZÁLEZ |
| 19/05/21 | |
| MATERIAL: NYLAMID SI SE INDICA LE CONTRAER LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM PARA SUPERFICIAS LINEALES: 0.1 MM ANGULAR | |
| TÍTULO: | ESLABÓN 17M-ny |
| TAMANO | A4 |
| N.º DE DIBUJO | 1 |
| REV | 1 |
| ESCALA: | 1:1 |
| PESD: | 0.150 KG |
| HOJA 1 DE 1 | 1 |

Ensamble

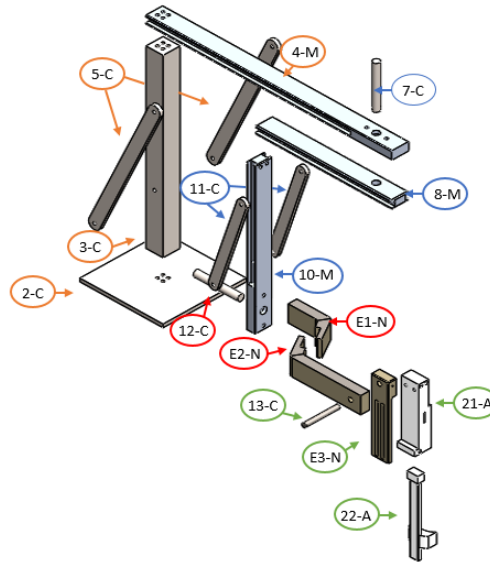


Figura A.1: Ensamble explosionado

En la Tabla A.2 se indican cada una de las partes que conforman este ensamblaje.

Tabla A.1: Piezas del ensamblaje.

| Piezas | Descripción | Material | cantidad | |
|--------------|-------------|----------------------|----------|---|
| Base | 2-C | Base | Acero | 1 |
| | 3-C | Pilar de la base | Acero | 1 |
| | 4-M | Eslabón de soporte | Aluminio | 1 |
| | 5-C | Barras unión base | Acero | 2 |
| Sec.3 | 7-C | Eje flexoextensión H | Acero | 1 |
| | 8-M | Eslabón | Aluminio | 1 |
| | 10-M | Eslabón | Aluminio | 1 |
| | 11-C | Barras unión sec.3 | Acero | 2 |
| Sec.2 | 12-C | Eje abducción | Acero | 1 |
| | E1-N | Eslabón p. 1 | Nylamid | 1 |
| | E2-N | Eslabón p. 2 | Nylamid | 1 |
| Sec.1 | 13-C | Eje flexión | Acero | 1 |
| | E3-N | Eslabón | Nylamid | 1 |
| | 21-A | Férula | ABS | 1 |
| | 22-A | Férula | ABS | 1 |

Anexo B

Matrices del modelo dinámico

Para el cálculo de las matrices que describen el modelo dinámico del robot se utiliza el método de Euler Lagrange, el cual se programó en base al algoritmo computacional, mostrado en el libro Fundamentos de Robótica [42]. El script de este programa se encuentra en el Anexo C.

Los datos requeridos para el cálculo del modelo dinámico son los valores de x , y y z correspondientes a los diferenciales de masa respecto al sistema de coordenadas de cada elemento y los valores de la masa de los eslabones. Estos datos se presentan en la Tabla B.1 .

Tabla B.1: Parámetros del rehabilitador.

| Articulación | Movimiento | Distancias (m) | | | Masa (Kg) |
|----------------|-------------------|----------------|-------|-------|-----------|
| | | x | y | z | |
| Articulación 1 | Flexoextensión H. | 0.243 | 0.261 | 0 | 2.619 |
| Articulación 2 | Abducción | 0.172 | 0.010 | 0.052 | 1.353 |
| Articulación 3 | Flexoextensión | 0.003 | 0.253 | 0.006 | 5.875 |

Los valores fueron obtenidos del modelo 3D importado en Adams View.

Valores de las matrices del rehabilitador

El modelo dinámico del rehabilitador esta dado por:

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) = \tau$$

Los valores de los elementos de las matrices fueron obtenidos usando el programa del anexo C para el modelo dinamico, utilizando los valores especificados en la Tabla B.1 y realizando la simplificación mediante la función ‘simplify’ de Matlab. Las matrices de inercia, Coriolis y fuerza de gravedad del modelo dinámico se muestran a continuación.

La matriz de inercias M es una matriz de 3x3 dada por:

$$M = \begin{bmatrix} M_{11} & M_{12} & M_{13} \\ M_{21} & M_{22} & M_{23} \\ M_{31} & M_{32} & M_{33} \end{bmatrix}$$

Donde:

$$M\{1,1\} =$$

$$\begin{aligned} & (756327 * \sin(2 * T2)) / 62500000 - (558877 * \cos(T3)) / 40000000 - (6627 * \sin(T3)) / 40000000 - (82183503 * \cos(T2)^2) / 200000000 + (47 * \cos(T2)^2 * \cos(T3)^2) / 125 + (141 * \cos(T2) * \cos(T3) * \sin(T2)) / 250000 - (11891 * \cos(T2) * \sin(T2) * \sin(T3)) / 250000 + (35673 * \cos(T2)^2 * \cos(T3) * \sin(T3)) / 4000000 + 7136875219 / 12500000000 \end{aligned}$$

$$M\{1,2\} =$$

$$\begin{aligned} & (16128651 * \cos(T2)) / 5000000000 - (172283 * \sin(T2)) / 2500000000 - (35673 * \cos(T2) * \cos(T3)^2) / 4000000 + (6627 * \cos(T2) * \cos(T3)) / 80000000 - (558877 * \cos(T2) * \sin(T3)) / 80000000 + (11891 * \cos(T3) * \sin(T2)) / 500000 + (141 * \sin(T2) * \sin(T3)) / 500000 + (47 * \cos(T2) * \cos(T3) * \sin(T3)) / 125 \end{aligned}$$

$$M\{1,3\} =$$

$$\begin{aligned} & (1504423 * \sin(T2)) / 4000000 + (141 * \cos(T2) * \cos(T3)) / 500000 - (11891 * \cos(T2) * \sin(T3)) / 500000 - (558877 * \cos(T3) * \sin(T2)) / 80000000 - (6627 * \sin(T2) * \sin(T3)) / 40000000 \end{aligned}$$

$$T2) * \sin(T3)) / 80000000$$

$$M\{2,1\} =$$

$$(16128651 * \cos(T2)) / 5000000000 - (172283 * \sin(T2)) / 2500000000 - (35673 * \cos(T2) * \cos(T3)^2) / 4000000 + (6627 * \cos(T2) * \cos(T3)) / 80000000 - (558877 * \cos(T2) * \sin(T3)) / 80000000 + (11891 * \cos(T3) * \sin(T2)) / 500000 + (141 * \sin(T2) * \sin(T3)) / 500000 + (47 * \cos(T2) * \cos(T3) * \sin(T3)) / 125$$

$$M\{2,2\} =$$

$$421242539 / 1000000000 - (47 * \cos(T3)^2) / 125 - (35673 * \sin(2 * T3)) / 8000000$$

$$M\{2,3\} =$$

$$(11891 * \cos(T3)) / 500000 + (141 * \sin(T3)) / 500000$$

$$M\{3,1\} =$$

$$(1504423 * \sin(T2)) / 4000000 + (141 * \cos(T2) * \cos(T3)) / 500000 - (11891 * \cos(T2) * \sin(T3)) / 500000 - (558877 * \cos(T3) * \sin(T2)) / 80000000 - (6627 * \sin(T2) * \sin(T3)) / 80000000$$

$$M\{3,2\} =$$

$$(11891 * \cos(T3)) / 500000 + (141 * \sin(T3)) / 500000$$

$$M\{3,3\} =$$

$$1504423 / 4000000$$

El vector de fuerzas de Coriolis es un vector de 3x1 dado por:

$$C = \begin{bmatrix} C_{11} \\ C_{21} \\ C_{31} \end{bmatrix}$$

Donde los términos son:

$\text{Cor}\{1,1\} =$

$$\begin{aligned}
& (35673*dT2^2*cos(T3)^2*sin(T2))/4000000 - (172283*dT2^2*cos(T2)) \\
& /2500000000 - (16128651*dT2^2*sin(T2))/5000000000 - (756327*dT1*dT2) \\
& /31250000 + (756327*dT1*dT2*cos(T2)^2)/15625000 - (35673*dT1*dT3*cos \\
& (T2)^2)/4000000 + (82183503*dT1*dT2*sin(2*T2))/200000000 + (11891* \\
& dT2^2*cos(T2)*cos(T3))/500000 - (11891*dT3^2*cos(T2)*cos(T3))/500000 \\
& + (141*dT2^2*cos(T2)*sin(T3))/500000 - (6627*dT2^2*cos(T3)*sin(T2)) \\
& /80000000 - (141*dT3^2*cos(T2)*sin(T3))/500000 - (6627*dT3^2*cos(T3) \\
& *sin(T2))/80000000 + (558877*dT2^2*sin(T2)*sin(T3))/80000000 + \\
& (558877*dT3^2*sin(T2)*sin(T3))/80000000 - (141*dT1*dT2*cos(T3)) \\
& /250000 - (6627*dT1*dT3*cos(T3))/40000000 + (423*dT2*dT3*cos(T2)) \\
& /4000000 + (11891*dT1*dT2*sin(T3))/250000 + (558877*dT1*dT3*sin(T3)) \\
& /40000000 - (11891*dT1*dT2*cos(T2)^2*sin(T3))/125000 + (35673*dT1* \\
& dT3*cos(T2)^2*cos(T3)^2)/2000000 - (47*dT2^2*cos(T3)*sin(T2)*sin(T3) \\
&)/125 - (558877*dT2*dT3*cos(T2)*cos(T3))/40000000 - (6627*dT2*dT3* \\
& cos(T2)*sin(T3))/40000000 + (141*dT1*dT2*cos(T2)^2*cos(T3))/125000 + \\
& (94*dT2*dT3*cos(T2)*cos(T3)^2)/125 - (11891*dT1*dT3*cos(T2)*cos(T3) \\
& *sin(T2))/250000 + (35673*dT2*dT3*cos(T2)*cos(T3)*sin(T3))/2000000 - \\
& (141*dT1*dT3*cos(T2)*sin(T2)*sin(T3))/250000 - (94*dT1*dT2*cos(T2)* \\
& cos(T3)^2*sin(T2))/125 - (94*dT1*dT3*cos(T2)^2*cos(T3)*sin(T3))/125 \\
& - (35673*dT1*dT2*cos(T2)*cos(T3)*sin(T2)*sin(T3))/2000000
\end{aligned}$$

$\text{Cor}\{2,1\} =$

$$\begin{aligned}
& (35673*dT2*dT3)/4000000 - (756327*dT1^2*cos(T2)^2)/31250000 - \\
& (82183503*dT1^2*sin(2*T2))/400000000 + (756327*dT1^2)/62500000 + \\
& (141*dT1^2*cos(T3))/500000 + (141*dT3^2*cos(T3))/500000 - (11891*dT1 \\
& ^2*sin(T3))/500000 - (11891*dT3^2*sin(T3))/500000 + (11891*dT1^2*cos \\
& (T2)^2*sin(T3))/250000 - (35673*dT2*dT3*cos(T3)^2)/2000000 + (47*dT2 \\
& *dT3*sin(2*T3))/125 - (3008423*dT1*dT3*cos(T2))/4000000 - (141*dT1 \\
& ^2*cos(T2)^2*cos(T3))/250000 + (141*dT1*dT3*cos(T3)*sin(T2))/250000 \\
& - (11891*dT1*dT3*sin(T2)*sin(T3))/250000 + (47*dT1^2*cos(T2)*cos(T3) \\
& ^2*sin(T2))/125 + (94*dT1*dT3*cos(T2)*cos(T3)^2)/125 + (35673*dT1^2* \\
& cos(T2)*cos(T3)*sin(T2)*sin(T3))/4000000 + (35673*dT1*dT3*cos(T2)* \\
& cos(T3)*sin(T3))/2000000
\end{aligned}$$

$\text{Cor}\{3,1\} =$

$$\begin{aligned}
& (35673*dT1^2*cos(T2)^2)/8000000 + (35673*dT2^2*cos(T3)^2)/4000000 - \\
& (47*dT2^2*sin(2*T3))/250 - (35673*dT2^2)/8000000 + (6627*dT1^2*cos(
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
& T3)) / 80000000 - (558877 * dT1^2 * \sin(T3)) / 80000000 - (35673 * dT1^2 * \cos(T2)^2 * \cos(T3)^2) / 4000000 + (3008423 * dT1 * dT2 * \cos(T2)) / 4000000 + \\
& (11891 * dT1^2 * \cos(T2) * \cos(T3) * \sin(T2)) / 500000 + (141 * dT1^2 * \cos(T2) * \sin(T2) * \sin(T3)) / 500000 - (141 * dT1 * dT2 * \cos(T3) * \sin(T2)) / 250000 + \\
& (11891 * dT1 * dT2 * \sin(T2) * \sin(T3)) / 250000 + (47 * dT1^2 * \cos(T2)^2 * \cos(T3) * \sin(T3)) / 125 - (94 * dT1 * dT2 * \cos(T2) * \cos(T3)^2) / 125 - (35673 * dT1 * dT2 * \cos(T2) * \cos(T3) * \sin(T3)) / 2000000
\end{aligned}$$

Por último se presenta el vector de gravedades, el cual es un vector de 3×1 , este se representa de la forma:

$$G = \begin{bmatrix} G_{11} \\ G_{21} \\ G_{31} \end{bmatrix}$$

Los valores del vector de gravedad son:

$$G\{1\}=0$$

$$G\{2\}=$$

$$(40308309 * \cos(T2)) / 25000000 + (57073599 * \sin(T2)) / 25000000 + (138321 * \cos(T3) * \sin(T2)) / 800000 - (11665071 * \sin(T2) * \sin(T3)) / 800000$$

$$G\{3\}=$$

$$(981 * 5073101962^{(1/2)} * \sin(T2 + \text{atan}(41089/58179))) / 25000000 + (46107 * 64018^{(1/2)} * \cos(T2 + T3 - \text{atan}(3/253))) / 800000$$

Para la validación del modelo dinámico, se realiza la simulación del robot en Adams View, generando un movimiento de flexoextensión, el modelo se exportó como una planta al software Simulink (Figura B.1); donde se guardan los datos correspondientes a las posiciones angulares, velocidades, aceleraciones y los pares generados por el robot durante la ejecución del movimiento.

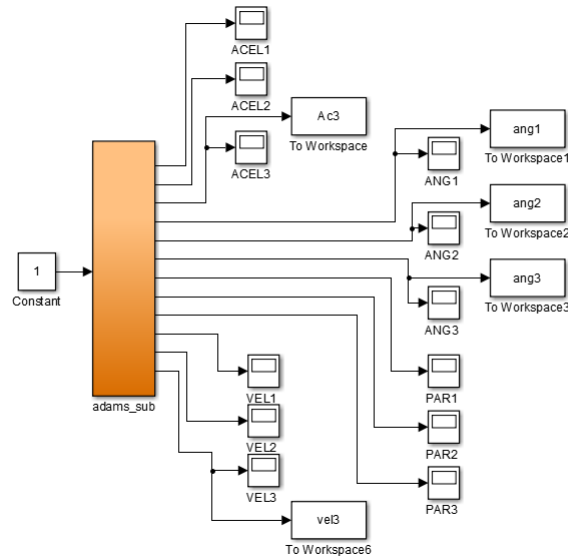


Figura B.1: Planta del modelo dinámico

Posteriormente, en Simulink se crea una función, la cual contiene las ecuaciones del modelo dinámico (Figura B.2), en esta se introducen los valores de las posiciones, velocidades y aceleraciones, obtenidas de la simulación anterior y se comparan los resultados de los pares obtenidos.

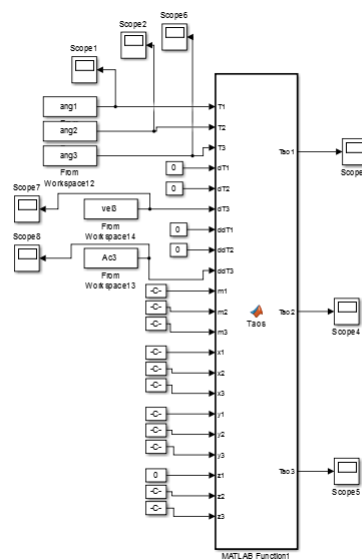


Figura B.2: Bloque de ecuaciones del modelo dinámico

En la Figura B.3 se muestran los resultados de los pares para la articulación 3, en la cual se desarrolla el movimiento.

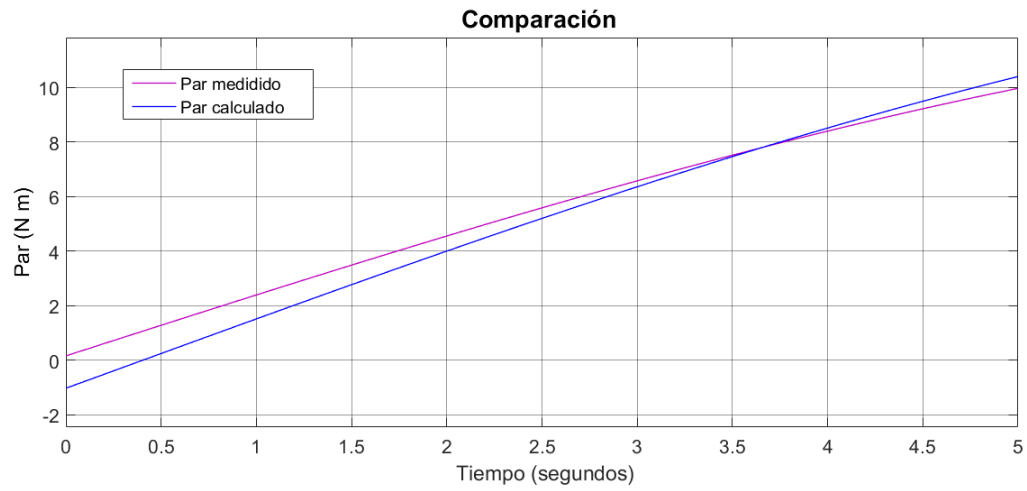


Figura B.3: Valores del par 3

Anexo C

Scripts

En este anexo se presentan los scripts de los programas que se utilizan para la obtención de las curvas de Bézier y el modelo dinámico del robot.

- Curva de Bézier 4 puntos
- Curva de Bézier 7 puntos
- Modelo dinámico del robot
- Programación microcontrolador

Curva de Bézier 4 puntos

```
1 %GENERAR CURVA DE BEZIER
2 clear all
3 %DATOS
4 Thd=180;           %posicion maxima a alcanzar
5 t=0:0.1:6;       %duracion del ciclo (seg)
6
7 Py=[0 0.05*Thd 0.95*Thd Thd]; % puntos de control Y
8 Px=[0 2 3 6];    % puntos de control X
9
10 figure
11 plot(Px,Py,'*')
12 title('Curva de Bezier')
13 xlabel('Tiempo (seg)')
14 ylabel('Grados')
15 hold on
16 plot(Px,Py,'--')
17
18 i=0;
19 for t=0:0.01:1
20     i=i+1;
21     X(i)=Px(1)*(1-t)^(3)+3*t*Px(2)*(1-t)^(2)+(1-t)*Px(3)*3*t^2+Px(4)*
        t^(3);
22 end
23
24 i=0;
25 for t=0:0.01:1
26     i=i+1;
27     Y(i)=Py(1)*(1-t)^(3)+3*t*Py(2)*(1-t)^(2)+(1-t)*Py(3)*3*t^2+Py(4)*
        t^(3);
28 end
29
30 plot(X,Y)
31 g=polyfit(X,Y,7);
32 k=polyval(g,X);
33 plot(X,k,'b')
```

Curva de Bézier 7 puntos

```

1  %%%CURVA DE BEZIER 7 puntos
2  %GENERAR CURVA DE BEZIER 7 PUNTOS
3  clear all
4
5  %DATOS
6  tim=10; %tiempo para alcanzar la posicion
7  Thd=120; %posicion maxima a alcanzar
8  t=0:0.1:tim; %duracion del ciclo (seg)
9
10 Py=[0 0.05*Thd 1.45*Thd Thd 1.45*Thd 0.05*Thd 0]; % puntos de
    control Y
11 Px=[0 0.2*tim 0.3*tim 0.5*tim 0.7*tim 0.8*tim tim]; % puntos de
    control X
12
13 figure
14 plot(Px,Py,'*')
15 title('Curva de Bezier')
16 xlabel('Tiempo (seg)')
17 ylabel('Grados')
18 hold on
19 plot(Px,Py,'--')
20
21 i=0;
22 for t=0:0.01:1
23     i=i+1;
24     X(i) = Px(1)*((1-t)^6) + Px(2)*(6*t*(1-t)^5) + Px(3)*(15*t^(2)
        *(1-t)^4) + Px(4)*(20*t^(3)*(1-t)^3) + Px(5)*(15*t^(4)*(1-t)^2)
        + Px(6)*(6*t^(5)*(1-t)) + Px(7)*(t^6);
25 end
26
27 i=0;
28 for t=0:0.01:1
29     i=i+1;
30     Y(i) = Py(1)*((1-t)^6) + Py(2)*(6*t*(1-t)^5) + Py(3)*(15*t^(2)
        *(1-t)^4) + Py(4)*(20*t^(3)*(1-t)^3) + Py(5)*(15*t^(4)*(1-t)^2)
        + Py(6)*(6*t^(5)*(1-t)) + Py(7)*(t^6);
31 end

```

```

32
33 plot(X,Y)
34 g=polyfit(X,Y,8);
35 k=polyval(g,X);
36 plot(X,k,'r')

```

Modelo dinámico del robot

```

1  %DINAMICA DEL ROBOT
2  %EULER-LAGRANGE
3  clear all
4  %SE DECLARAN LAS VARIABLES SIMBOLICAS, EN ESTE CASO LOS TETHAS Y SUS
5  %DERIVADOS
6  %%estas deben convertirse a radianes o especificar cosd y sind
7  T=sym('T',[1 3]);
8  dT=sym('dT',[1 3]);
9  ddT=sym('ddT',[1 3]);
10 d=sym('d',[1 3]);
11
12
13 %GRADOS DE LIBERTAD
14 n=3;
15
16 %definicion de sistema de referencia D-H
17 O=[ cos(T(3)), -sin(T(3)), 0, 0; sin(T(3)), cos(T(3)), 0, 0; 0, 0,
    1, d(3); 0, 0, 0,1];
18 B=[ cos(T(2)+pi/2), 0, -sin(T(2)+pi/2), 0; sin(T(2)+pi/2), 0,
    cos(T(2)+pi/2), 0; 0, -1, 0, d(2); 0, 0, 0, 1];
19 A=[ cos(T(1)), 0, -sin(T(1)), 0; sin(T(1)), 0, cos(T(1)), 0; 0,
    -1, 0, d(1); 0, 0, 0, 1];
20
21 %matrices O_A^i
22 for i=1:n
23     if i==1
24         mat(:,:,i)=A;
25     else
26         if i==2
27             mat(:,:,i)=A*B;
28         else

```

```
29         mat(:, :, i)=A*B*O;
30     end
31 end
32 end
33
34 %MATRICES U_ij
35 %h=1;
36 U=cell(n,n);
37 for i=1:n
38     for j=1:n
39         U{i,j}=diff(mat(:, :, i),T(j));
40     end
41
42 end
43
44 %MATRICES U_ijk
45 %h=1;
46 u=cell(n,n,n);
47 for i=1:n
48     for j=1:n
49         for k=1:n
50             u{i,j,k}= diff(U{i,j},T(k));
51         end
52     end
53
54 end
55
56 %MATRICES DE PSEUDOINERCIA J_i(metros)
57 %datos se declaran como simbolicos para simplificar calculos
58 x=sym('x',[1 3]);
59 y=sym('y',[1 3]);
60 z=sym('z',[1 3]);
61 m=sym('m',[1 3]);
62
63 %distancia entre centro de masa y sistemas de referencia
64 %estos son los valores que se sustituiran en las matrices
65 %de pseudoincercia
66
67 % d=[0.438 0.0047 0.01]
```



```

68 % x=[0.243 0.172 0.003];
69 % y=[0.261 0.01 0.253];
70 % z=[0 0.052 0.006];
71 % M=[2.619 1.353 5.875 ];
72
73 %matrices de pseudoinercia j_i
74 J=cell(1,3);
75 for i=1:n
76
77     J{1,i}=[x(i)^(2)*m(i), x(i)*y(i)*m(i), x(i)*z(i)*m(i), x(i)*m(i)
78             ;
79             y(i)*x(i)*m(i), y(i)^(2)*m(i), y(i)*z(i)*m(i), y(i)*m(
80             i);
81             z(i)*x(i)*m(i), z(i)*y(i)*m(i), z(i)^(2)*m(i), z(i)*m(
82             i);
83             x(i)*m(i), y(i)*m(i), z(i)*m(i), m(i)
84             ];
85 end
86
87 %MATRIZ DE INERCIA D
88 M=cell(n,n);
89 for i=1:n
90     for j=1:n
91         v=[i j];
92         k=max(v);
93         M{i,j}=zeros(4,4);
94         aux=0;
95         for f=k:n
96             M{i,j}=trace(U{f,j}*J{1,f}*transpose(U{f,i}))+aux;
97             aux=M{i,j};
98         end
99     end
100 end
101
102 %sustitucion con Thetas simbolicos
103 %RM=subs(M, {d(1), d(2), d(3), x(1), x(2), x(3), y(1), y(2), y(3), z
104             (1), z(2), z(3), m(1), m(2), m(3)}, {0.438, 0.0047, 0.01, 0.243,
105             0.172, 0.003, 0.261, 0.01, 0.253, 0, 0.052, 0.006, 2.619,

```

```

    1.353, 5.875 });
101
102 %MATRIZ H_ikm
103 h=cell(n,n,n);
104 for i=1:n
105     for k=1:n
106         for l=1:n
107             v=[i k l];
108             j=max(v);
109             h{i,k,l}=zeros(4,4);
110             w=0;
111             for f=j:n
112                 h{i,k,l}=trace(u{f,k,l}*J{1,f}*transpose(U{f,i}))+w;
113                 w=h{i,k,l};
114             end
115         end
116     end
117
118 end
119
120 %MATRIZ COLUMNA DE FUERZAS DE CORIOLIS Y CENTRIPETAS
121 Cor=cell(n,1);
122 for i=1:n
123     aux=0;
124     for k=1:n
125         for l=1:n
126             Cor{i,1}=h{i,k,l}*dT(k)*dT(1)+aux;
127             aux=Cor{i,1};
128         end
129     end
130 end
131
132
133 %sustitucion con Thetas simbolicos
134 %RCor=subs(Cor, {d(1), d(2), d(3), x(1), x(2), x(3), y(1), y(2), y
    (3), z(1), z(2), z(3), m(1), m(2), m(3)}, {0.438, 0.0047, 0.01,
    0.243, 0.172, 0.003, 0.261, 0.01, 0.253, 0, 0.052, 0.006, 2.619,
    1.353, 5.875 });
135

```

```
136 %MATRIZ COLUMNA DE FUERZAS DE GRAVEDAD
137 g=[0,0,-9.81,0];
138 r=cell(3);
139 for i=1:n
140   r{i}=transpose([x(i),y(i),z(i),1]) ;
141 end
142
143 aux=0;
144 G=cell(n,1);
145 for i=1:n
146   for j=1:n
147     G{i,1}=(-m(j)*g*U{j,i}*r{j})+aux;
148     aux=G{i,1};
149   end
150 end
151
152 %sustitucion con Thethas simbolicos
153 %RG=subs(G,{d(1), d(2), d(3), x(1), x(2), x(3), y(1), y(2), y(3), z
      (1), z(2), z(3), m(1), m(2), m(3)}, {0.438, 0.0047, 0.01, 0.243,
      0.172, 0.003, 0.261, 0.01, 0.253, 0, 0.052, 0.006, 2.619,
      1.353, 5.875 });
154
155 %ECUACION DINAMICA DEL ROBOT
156 Tao=M*transpose(ddT)+Cor+G;
157
158
159 %FUNCION QUE SUSTITUYE LOS VALORES CONSTANTES DE TAO
160 %Tethas simbolicos
161 %Rtao=subs(Tao, {x(1), x(2), x(3), y(1), y(2), y(3), z(1), z(2), z
      (3), m(1), m(2), m(3)}, {0.265, 0.148, 0, 0.263, 0, 0.097, 0,
      0.0585, 0.0445, 3.375, 0.568, 0.465});
```

Programación del microcontrolador

```
1 /*
2  * PIDv2.c
3  *
4  * Created: 17/07/2020 02:24:10 p.m.
5  * Author : Jessica
6  */
7
8 #include "PIDv2/PIDv2.h"
9
10 //variables de recepcion
11 char setpoint ;          // dato de entrada
12 char RxBuffer[15];      //cadena de recepcion
13 volatile unsigned char RxContador = 0; //contador para la recepcion
14 //variables del PWM
15 int valoract = 0;       //inicializacion de los valores
16 int valorant = 0;
17 int duty = 0;           //inicializacion del CICLO DE TRABAJO
18
19 char dato[] = "0";     //cadena que se envia o se imprime
20
21 int setp = 1;          //setpoint
22
23 int main(void)
24 {
25
26     cli();
27
28     uart_init();
29
30     lcd_init();        //esta es ejemplificativa
31
32     port_init();
33
34     pwm_init();        ////
35
36     sei();
37
```

```
38 PWM_setDutyA(0);      ////
39 pwm_on();
40
41 _delay_ms(100);
42 lcd_write(LCD_INST, CLEAR);
43 lcd_print("Setpoint:");
44 lcd_write(LCD_INST, LINEA2);
45 lcd_print("Actual:");
46
47
48
49 while (1)
50 {
51
52     duty = conpid(valoract, setp);    //funcion de control (valor
53     actual, pos deseada)
54
55     if (duty < 0)
56     {
57         duty = -duty;
58         PORTC |= (1<<0);
59         PORTC &=~ (1<<1);
60     }
61     else
62     {
63         PORTC |= (1<<1);
64         PORTC &=~ (1<<0);
65     }
66
67     PWM_setDutyA(duty);
68
69     if (valoract == valorant)
70     {
71     }
72     else
73     {
74         itoa(valoract, dato, 10);
75         lcd_write(LCD_INST, LINEA2 +10);
76         lcd_print(dato);
```

```
76     valorant = valoract;
77     }
78
79     }
80 }
81
82 ISR(PCINT0_vect)           //interrupcion por puerto para llevar los
                             pulsos del encoder
83 {
84     if ((PINB & (1<<PINB6))==0) //PREGUNTA SI EL PINB6 ES IGUAL A
                                 CERO
85     {
86
87         if ((PINB & (1<<PINB7))!=0) //PREGUNTA SI EL PB7 ES 1
88         {
89             valoract--;
90             PORTB |= (1<<4);
91             _delay_ms(100);
92             PORTB &=~ (1<<4);
93             //giro a la derecha
94         }
95         else //SI PB1 ES IGUAL A 0
96         {
97             valoract++;
98             PORTB |= (1<<5);
99             _delay_ms(100);
100            PORTB &=~ (1<<5);
101            //giro a la izquierda
102
103        }
104    }
105
106
107 }
108
109 ISR(USART_RX_vect){
110
111
112     setpoint = UDR0;
```

```
113
114  if(setpoint == '+')    //PREGUNTA SI SE ACABO LA CADENA
115  {
116
117      setp= atoi(RxBuffer); //numero entero
118      //itoa(setp,prueba,10);//lo volvimos a convertir a cadena para
imprimirlo
119      lcd_write(LCD_INST, LINEA1 + 10);
120      lcd_print(RxBuffer);    //debe ser el valor que enviamos
121      _delay_ms(100);
122
123
124      RxBuffer[RxContador] = '\0';    //SI ES ASI RESETEA EL BUFFER
125      RxContador = 0;
126
127  }
128
129  else{
130      RxBuffer[RxContador++] = setpoint;    //SI NO GUARDA LOS DATOS
EN EL ARREGLO
131  }
132
133
134
135 }
```