



BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA ELECTRÓNICA
MAESTRÍA EN CIENCIAS DE LA ELECTRÓNICA
OPCIÓN EN AUTOMATIZACIÓN

“Exoesqueleto para codo”*

T E S I S

Presentada para obtener el título de:
Maestro en Ciencias de la Electrónica

Presenta:

Ing. Centeno Barrera Daniel *

Directores:

Dra. Amparo Dora Palomino Merino (MCEA-FCE-BUAP)
Dr. Jesús Ricardo López Gutiérrez (CONACYT-CINVESTAV-UMI)

Puebla, México

Septiembre 2021

***BECARIO CONACYT**

Agradecimientos

Agradezco a mis padres Maria de Lourdes y Armando Valois; a mis hermanos Erika, Armando y Juan Manuel; y a mi sobrina Elisa, por todos los consejos, el apoyo y la compañía que siempre me han brindado.

A la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, especialmente a la Facultad de Ciencias de la Electrónica, por permitirme la oportunidad de llevar cabo mis estudios de maestría.

Al Centro de Investigación y Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional, por abrirme sus puertas y colaborar en mis estudios de maestría.

A mis Asesores de tesis, la Dra. Amparo palomino merino y el Dr. Jesús Ricardo López Gutiérrez por brindarme la oportunidad de llevar a cabo mi proyecto de tesis.

A CONACYT por el apoyo económico brindado.

Dedicatoria.

Dedicado a mis padres María de Lourdes y Armando Valois.

A mis hermanos Erika, Armando y Juan Manuel.

A mi sobrina Elisa.

Resumen

Los exoesqueletos son dispositivos que pueden colocarse sobre alguna o varias extremidades del cuerpo humano, estos están diseñados para complementar, sustituir o incrementar las capacidades físicas del usuario. En el presente trabajo de tesis se desarrolla un prototipo de exoesqueleto capaz de asistir a un paciente con alguna lesión que afecte la flexión-extensión de la articulación del codo. Este prototipo tiene integrada una unidad de medición inercial para detectar el movimiento en la articulación del hombro.

El trabajo de tesis se compone de cinco capítulos. En el primer capítulo se realiza una investigación sobre el estado del arte de los exoesqueletos para la asistencia del movimiento. Además, se estudian los conceptos teóricos requeridos para el desarrollo del proyecto. En el segundo capítulo se describe el proceso de diseño del prototipo, el cual comprende: el dimensionamiento del prototipo, modelado 3D así como la selección de los materiales, sensores, actuadores y demás componentes electrónicos necesarios para la instrumentación del prototipo. En el tercer capítulo se obtiene la cinemática directa e inversa así como el modelo dinámico del exoesqueleto incluyendo el brazo y antebrazo, todo esto se considerando tres grados de libertad. En el cuarto capítulo se realiza una simulación del comportamiento del sistema en lazo cerrado aplicado un esquema de control de tipo Proporcional derivativo mas compensación adaptable. Finalmente el proceso de construcción del prototipo y los resultados experimentales son mostrados en el quinto capítulo.

Cabe mencionar que el prototipo se desarrolló en colaboración entre la Facultad de Ciencias de la Electrónica (FCE) perteneciente a la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla (BUAP) y El Laboratorio Franco Mexicano de Informática y Automática (LAFMIA), perteneciente al Centro de Investigación y de Estudios Avanzados (CINVESTAV) unidad Zacatenco.

Índice general

Resumen	III
Introducción	IX
1. Marco teórico	1
1.1. Biomecánica del cuerpo humano	1
1.1.1. Cinemática del hombro	2
1.1.2. Cinemática del codo	3
1.2. Antropometría del cuerpo humano	4
1.2.1. Longitudes del cuerpo humano	4
1.2.2. Masa, centro de masa, y momento de Inercia	5
1.3. Control Adaptable	7
1.3.1. Parametrización del modelo dinámico	8
1.3.2. Control PD con compensación adaptable	8
2. Diseño del prototipo	9
2.1. Dimensionamiento del prototipo	9
2.2. Análisis de fuerzas	11
2.3. Selección del motor	14
2.4. Sensor articulación hombro	15
2.5. Diseño mecánico	16
2.6. Selección de materiales	18
2.7. Parámetros del exoesqueleto	19
3. Cinemática y Dinámica	20
3.1. Cinemática directa	20
3.2. Cinemática inversa	22
3.3. Modelo dinámico	24
4. Control de movimiento	28
4.1. Parametrización del modelo dinámico	28
4.2. Diseño de la ley de control	31
4.3. Trayectoria deseada	32
4.4. Simulación	33
4.4.1. Simulación 1: control de movimiento considerando los 3GDL	35
4.4.2. Análisis de resultados	40
4.4.3. Simulación 2: Control de movimiento para la articulación del codo	40
4.4.4. análisis de resultados	43

5. Construcción del prototipo	44
5.1. Estructura mecánica	44
5.2. Estructura de soporte	46
5.3. Instrumentación	47
5.3.1. Caracterización del Servomotor	47
5.3.2. Sensor MPU6050	51
5.3.3. Filtro complementario	53
5.4. Programa para el control del exoesqueleto	55
5.5. Pruebas experimentales	56
5.5.1. Prueba número 1:	56
5.5.2. Análisis de resultados de la prueba 1	58
5.5.3. Prueba número 2:	58
5.5.4. Análisis de resultados de la prueba 2	60
5.5.5. Prueba número 3:	60
5.5.6. Análisis de resultados de la prueba 3	62
5.5.7. Prueba número 4:	62
5.5.8. Análisis de resultados de la prueba 4	64
5.5.9. Prueba número 5:	64
5.5.10. Análisis de resultados de la prueba 5	66
5.5.11. Conclusiones generales	66
Conclusiones	67
Códigos de MATLAB	70
Planos del prototipo	74
Cartas de invitación	87
Artículos	90
Participación en congresos	113
Resultados TOEFL	116

Índice de figuras

1.	Aplicaciones de la robótica	IX
2.	Ejemplos de robots orientados a personas	X
3.	clasificación de los exoesqueletos	XI
4.	Antecedentes de los exoesqueletos	XIII
5.	Movimientos de la articulación del codo	XIV
6.	Exoesqueletos en el ámbito internacional	XV
1.1.	Planos anatómicos.	2
1.2.	Movimientos de la articulación del codo	3
1.3.	Movimientos de la articulación del codo	3
1.4.	Longitudes del cuerpo humano en proporción a la estatura H	4
1.5.	Ubicación del centro de masa de cada segmento del cuerpo humano como una proporción de su longitud.	5
1.6.	Masa de cada segmento del cuerpo humano.	6
2.1.	Referencias para la Tabla 2.1.	10
2.2.	Diagrama de cuerpo libre	12
2.3.	Sermotor Gyems RMD-X8.	15
2.4.	Sensor MPU 6065	16
2.5.	Modelo 3D del prototipo.	16
2.6.	Carcasa del sensor MPU 6050.	17
2.7.	Eslabón 1.	17
2.8.	Eslabón 2.	17
2.9.	Sujetador.	18
2.10.	Soporte motor.	18
3.1.	Sistemas de referencia según D-H.	21
3.2.	Método geométrico para obtener la cinemática inversa.	22
4.1.	Rutina de movimiento	32
4.2.	Implementación en <i>Simulink</i> del sistema en lazo cerrado	34
4.3.	Representación en diagrama a bloques del exoesqueleto junto con la extremidad superior del usuario (desarrollado en Simscape)	34
4.4.	Modelo 3D del diagrama a bloques de la Figura 4.3	35
4.5.	Parámetros estimados θ_1 a θ_6	36
4.6.	Parámetros estimados θ_7 a θ_{12}	37
4.7.	Error de posición de las articulaciones q_1 , q_2 y q_3	38

4.8. Torque de articulación 1.	39
4.9. Torque de articulación 2.	39
4.10. Torque de articulación 3.	40
4.11. Parámetros estimados θ_1 a θ_4	41
4.12. Error de posición de la articulación q_3	42
4.13. Torque aplicado a la articulación del codo.	42
5.1. Exoesquelto ensamblado	44
5.2. Rango de movimiento del prototipo	45
5.3. Estructura de soporte	46
5.4. Diagrama de conexión	47
5.5. Diagrama de conexión UART.	48
5.6. Freno prony.	50
5.7. Gráfica de la Tabla 5.5.	51
5.8. Implementación del protocolo I2C.	51
5.9. Filtro complementario.	53
5.10. Diagrama a bloques del Filtro complementario.	53
5.11. Posición angular q_1	54
5.12. Posición angular q_2	54
5.13. Diagrama a bloques del programa.	55
5.14. Prueba 1: Parámetros estimados.	56
5.15. Prueba 1: Error articulación codo q_3	57
5.16. Prueba 1: Torque.	57
5.17. Prueba 2: Parámetros estimados.	58
5.18. Prueba 2: Error articulación codo.	59
5.19. Prueba 2: Torque.	59
5.20. Prueba 3: Parámetros estimados.	60
5.21. Prueba 3: Error articulación codo.	61
5.22. Prueba 3: Torque.	61
5.23. Prueba 4: Parámetros estimados.	62
5.24. Prueba 4: Error articulación codo.	63
5.25. Prueba 4: Torque.	63
5.26. Prueba 4: Parámetros estimados.	64
5.27. Prueba 4: Error articulación codo.	65
5.28. Prueba 4: Torque.	65

Índice de tablas

1.1. Datos para calcular el radio de giro utilizando proporciones.	6
2.1. Antropometría de extremidad superior, medidas en mm.	10
2.2. Longitudes del brazo y antebrazo, medidas en mm.	11
2.3. Especificaciones del servomotor	15
2.4. Propiedades mecánicas aluminio aleación 6061	19
2.5. Propiedades mecánicas Nylamid M y XL	19
2.6. Peso aproximado del exoesqueleto	19
3.1. Parámetros D-H	20
5.1. Peso real del exoesqueleto	45
5.2. Medidas de la estructura de soporte	46
5.3. Estructura de la trama de datos	48
5.4. Trama de datos para operar el driver en modo torque.	49
5.5. Respuesta del driver.	49
5.6. Caracterización del motor.	50
5.7. Registros MPU6050	52

Introducción

La robótica es una disciplina científica que involucra una gran cantidad de áreas del conocimiento tales como matemáticas, física, electrónica, computación, entre otras. Su principal objetivo es la investigación y el desarrollo de sistemas denominados robots manipuladores [1]. La Organización Internacional para la Estandarización (ISO), define a un robot como un manipulador multifuncional reprogramable, capaz de mover materiales, piezas, herramientas o dispositivos especiales, a través de movimientos variables programados, para el desempeño de tareas diversas [1].

En el área industrial la robótica se ha convertido en una importante herramienta para la reducción de costos, mejoramiento de la calidad de producto y como apoyo al ser humano en actividades en las cuales su integridad se encuentre en riesgo.

Una de las características principales de la robótica, es su flexibilidad para adaptarse a diferentes ambientes de trabajo, esta característica ha permitido que esta disciplina científica no solo se encuentre inmersa en el ámbito industrial, pues actualmente la robótica también se puede aplicar en áreas como teleoperacion, agricultura, medicina, entre otras [2]. En la Figura 1 se muestran algunas aplicaciones de la robótica.



(a) Robot para agricultura



(b) Robot cirujano

Figura 1: Aplicaciones de la robótica

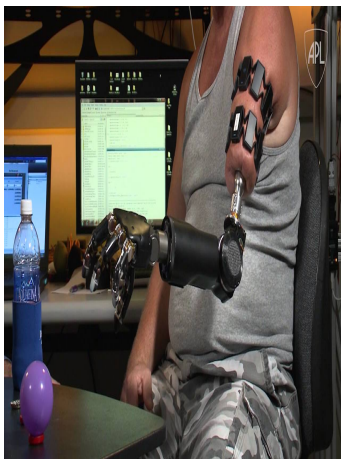
Robots orientados a personas

La integración de la robótica para mejorar de la calidad de vida, junto con la progresiva miniaturización de los dispositivos electrónicos ha favorecido el desarrollo de robots orientados a personas. Los cuales están diseñados para colocarse en el cuerpo humano y tienen la finalidad de aumentar, complementar o sustituir las capacidades humanas. De acuerdo a su aplicación este tipo de robots se pueden clasificar en tres grupos: prótesis robóticas, exoesqueletos potenciadores y exoesqueletos para rehabilitación [3].

Las **prótesis robóticas** son dispositivos que están diseñados para sustituir miembros amputados. A través de la interacción humano-robot, que involucra el uso de sensores, sistemas de procesamiento de datos y estrategias de control, las prótesis robóticas pueden reproducir las funciones de una extremidad, la Figura 2(a) muestra un ejemplo de una prótesis robótica.

Los **exoesqueletos potenciadores** aumentan las capacidades físicas del sujeto que lo porta. La Figura 2(b) muestra un exoesqueleto potenciador destinado a la manipulación de objetos pesados, otro ejemplo, son los exoesqueletos que reducen el costo energético al realizar actividades como la caminata. Los exoesqueletos potenciadores promueven una mejora en la eficiencia y salud de los usuarios, debido a esto los exoesqueletos potenciadores se han aplicado en la mejora del desempeño laboral.

Los **exoesqueletos para rehabilitación** u Órtesis activas a diferencia de los exoesqueletos potenciadores, están diseñados para restaurar las habilidades motoras de alguna o varias partes del aparato locomotor del ser humano. El uso de estos dispositivos ya sea en terapias de rehabilitación o como asistentes del movimiento durante las actividades diarias, permite mejorar la calidad de vida de aquellas personas que sufren alguna condición médica que afecta sus habilidades motrices. En la Figura 2(c) se muestra un exoesqueleto para la asistencia del movimiento.



(a) Prótesis



(b) Exoesqueleto potenciador



(c) Órtesis activa

Figura 2: Ejemplos de robots orientados a personas

Exoesqueletos robóticos

Los exoesqueletos son un clase especial de robots orientados a las personas, su principal característica es que estos dispositivos están diseñados para colocarse sobre las extremidades humanas. Además, su movimiento se encuentra estrechamente relacionado al movimiento anatómico de las articulaciones del cuerpo humano. Dependiendo de la extremidad sobre la que operan, los exoesqueletos se pueden clasificar en: exoesqueletos para extremidad superior y exoesqueletos para extremidad inferior [2]. La Figura 3 muestra un ejemplo de estos tipos de exoesqueletos.

Los **exoesqueletos para extremidad superior** tienen el objetivo de simular todos o sólo algunos de los movimientos de las articulaciones del hombro, codo, muñeca y mano. La función de las extremidades superiores es la manipulación de objetos, por lo que este tipo de exoesqueletos se diseñan para restablecer la destreza en vez de proporcionar torque.

Los **exoesqueletos para extremidad inferior** reproducen los movimientos de articulaciones de la cadera, rodilla, tobillo o pie. Las extremidades inferiores se encargan del equilibrio, soporte y movilidad; principalmente este tipo de exoesqueletos tienen como objetivo favorecer la caminata, por lo que deben ser diseñados para soportar el peso del usuario y proporcionar el torque suficiente para ayudar en la caminata.



(a) Exoesqueleto para extremidad superior



(b) Exoesqueleto para extremidad inferior

Figura 3: clasificación de los exoesqueletos

Los exoesqueletos, sin importar el tipo de aplicación, deben ser diseñados considerando la biomecánica del aparato locomotor del ser humano, de hecho, debe existir una correspondencia elemento a elemento entre el número de articulaciones del cuerpo humano y la mecánica del robot. Por otra parte, el número de grados de libertad puede variar dependiendo de los movimientos anatómicos que se requiera imitar [3].

La ergonomía también juega un papel importante en el diseño de los exoesqueletos ya que estos deben adaptarse a las necesidades específicas del usuario, tanto articulaciones biológicas como mecánicas deben estar correctamente alineadas, evitando movimientos arbitrarios o antinaturales. Además, el espacio de trabajo del robot debe ser compatible con el espacio de trabajo de la extremidad por lo que el movimiento natural de las articulaciones humanas no debe verse afectado por las restricciones de movimiento del exoesqueleto.

Otro factor importante en el diseño en los exoesqueletos es la interacción de fuerzas entre el usuario y el dispositivo, por ejemplo, en los exoesqueletos potenciadores de fuerza, el dispositivo debe soportar todas las fuerzas externas con el fin de que el usuario aporte solo una mínima cantidad de energía; por otro lado, en los exoesqueletos para asistencia del movimiento, la fuerza es ejercida por el dispositivo y distribuida hacia el usuario. Generalmente los exoesqueletos transmiten el movimiento al sistema musculoesquelético humano a través de los tejidos blandos. Esto plantea la cuestión de cómo se debe acoplar el robot a la extremidad humana.

La interacción entre humano y exoesqueleto también resulta ser un aspecto importante para el correcto funcionamiento del dispositivo, por lo que es necesario el uso de una interfaz humano-robot que por un lado permita al usuario adaptarse y controlar fácilmente al exoesqueleto; mientras que por otro lado el exoesqueleto debe ser capaz de procesar la información suficiente para permitir un correcto flujo de energía mecánica. La interacción humano-exoesqueleto implica la cooperación de dos sistemas de control dinámico, es decir, control humano y control del robot, en un sistema de lazo cerrado. Ambos sistemas deben adaptarse entre sí para lograr un objetivo común [3].

Rehabilitación del movimiento

La terapia de rehabilitación del movimiento es un tratamiento que tiene como objetivo restaurar total o parcialmente las capacidades motrices de un paciente que haya sufrido de alguna condición médica que afecte los movimientos naturales de alguna parte de su cuerpo. Básicamente la rehabilitación del movimiento puede ser de dos tipos [3]:

Pasiva: El especialista estimula el movimiento a través de la manipulación de la extremidad del paciente.

Activa: El paciente se encarga de mover por si mismo su extremidad, para llevar a cabo una serie de ejercicios.

El uso de exoesqueletos añade ventajas que pueden mejorar los resultados de las terapias de rehabilitación del movimiento, por ejemplo:

- Se puede programar al exoesqueleto para que realice ejercicios de rehabilitación pasiva, moviendo la extremidad del paciente, o bien se programa de forma activa, es decir, oponiéndose a la intención de movimiento del usuario.

- Es posible integrar al robot una interfaz para medir y evaluar las mejoras en las habilidades físicas como la fuerza o rango de movimiento; además, puede servir como un sistema de registro de datos para rastrear el progreso de los pacientes.
- Se puede desarrollar un entorno automatizado, por ejemplo, un terapeuta puede participar en dos o mas sesiones de rehabilitación a la vez, basándose en ejercicios programados.
- Al paciente se le puede entregar un exoesqueleto portátil para que lo use durante sus actividades diarias o como herramienta básica de los ejercicios terapéuticos que él desarrolla en casa.

Antecedentes

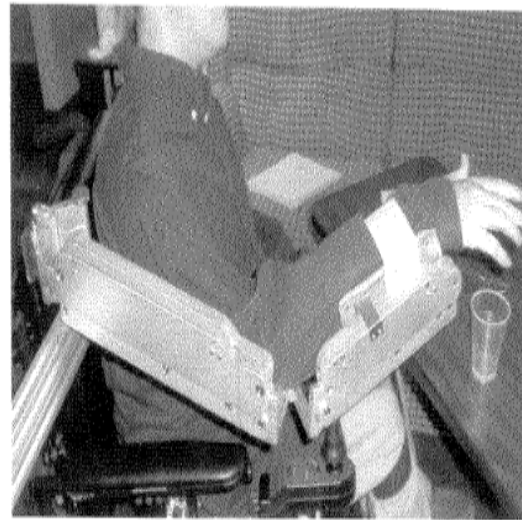
El trabajo científico y tecnológico sobre exoesqueletos comenzó a principios de la década de 1960 por parte del Departamento de Defensa de los Estados Unidos, quien comenzó a desarrollar "armaduras". Al mismo tiempo, en *Cornel Aeronautical Laboratories* se comenzaron a desarrollar amplificadores de fuerza humana.

Entre los años de 1966 a 1971, *General Electric Co.* desarrolló el proyecto Hardiman, cuyo prototipo se muestra en la Figura 4(a), este consistía en dos exoesqueletos superpuestos en configuración maestro-esclavo, el exoesqueleto interior estaba configurado para capturar la información del movimiento del usuario, mientras que el exoesqueleto exterior utilizaba actuadores hidráulicos para reproducir el movimiento del usuario.

Las primeras implementaciones de ortesis activas surgen a partir del año 2000 con un exoesqueleto para personas con fuerza limitada en sus brazos [3]. Este prototipo se muestra en la Figura 4(b).



(a) Prototipo Hardiman.

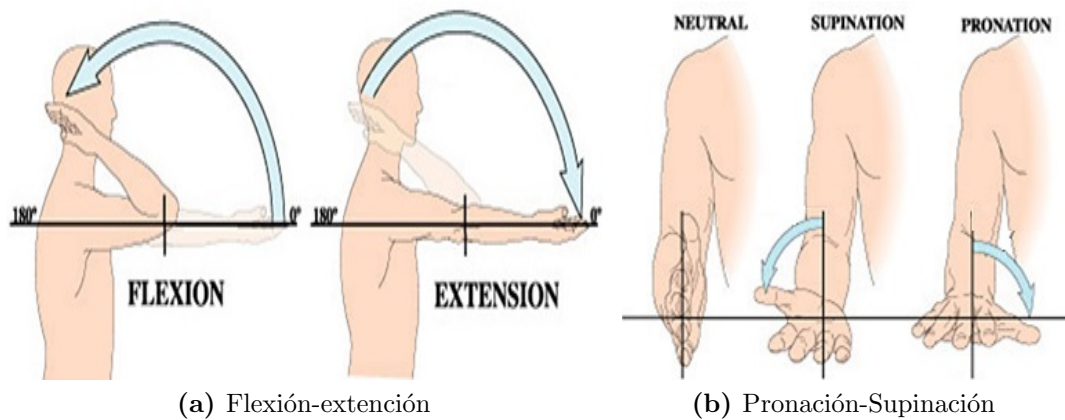


(b) Exoesqueleto para rehabilitación.

Figura 4: Antecedentes de los exoesqueletos

Exoesqueletos para la articulación del codo

El brazo juega un papel importante en las actividades diarias pues es la extremidad encargada de la manipulación de objetos, entre los movimientos más importantes que se llevan a cabo en esta extremidad se encuentran aquellos relacionados a la articulación del codo, estos son: flexión-extensión (FE) y pronación-supinación (PS) (Fig. 5), el primer movimiento tiene la función de acercar o alejar la mano del torso, mientras que el segundo movimiento trabaja en conjunto con la articulación de la muñeca para proporcionar el giro de la mano sobre el eje del antebrazo [3].



(a) Flexión-extensión

(b) Pronación-Supinación

Figura 5: Movimientos de la articulación del codo

Los movimientos de la articulación del codo son esenciales en las actividades que involucran la manipulación de objetos. Actualmente se han desarrollado una gran variedad de exoesqueletos enfocados a la flexión-extensión de la articulación del codo.

Exoesqueletos en el ámbito internacional

En el ámbito internacional se han desarrollado prototipos que utilizan distintos tipos de mecanismos para imitar la FE del codo. En el año 2019, Anand A. et al. diseñaron un exoesqueleto que emplea un motor de corriente directa acoplado a un engranaje helicoidal, este utiliza dos sensores de electromiografía así como una operación lógica XOR para determinar la dirección de giro [4]. En el año 2015, Borhan et al. presentaron un prototipo que utiliza un motor eléctrico acoplado a una polea, este prototipo aplica una estrategia de control que requiere conocer los parámetros tanto del usuario como del actuador [5]. Finalmente en el año 2019, Dorin C. et al. diseñaron un prototipo para codo que utiliza materiales con memoria de forma, su sistema de actuación consta de alambres con memoria de forma y el sistema de control se realiza por medio de un controlador PID [6]. La Figura 6 muestra los prototipos descritos anteriormente.

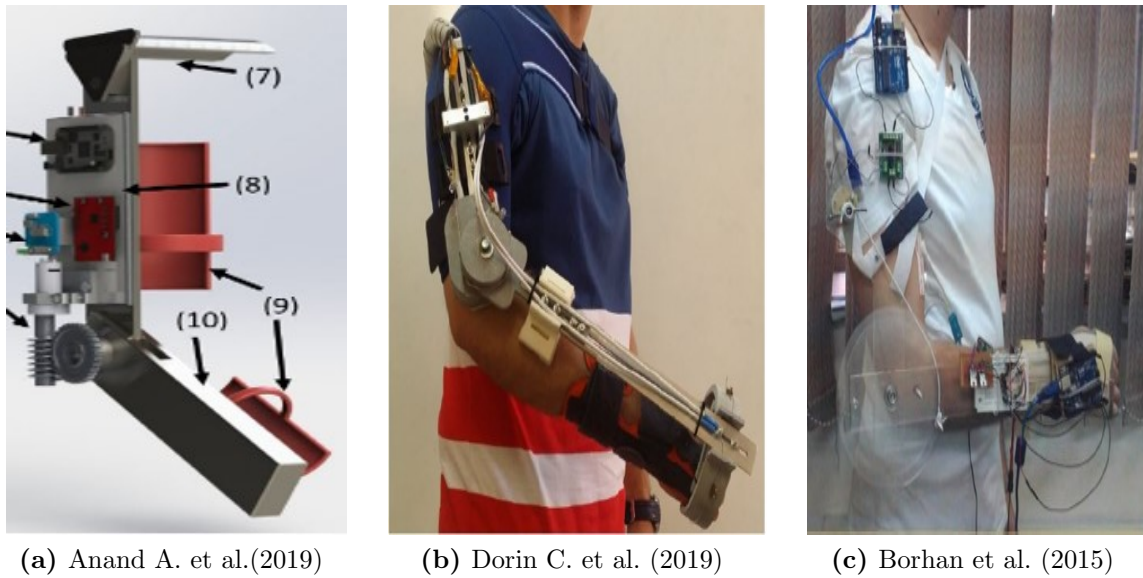


Figura 6: Exoesqueletos en al ámbito internacional

Exoesqueletos en el ámbito nacional

En México, el Laboratorio Franco Mexicano de Informática y Automática (LAFMIA), perteneciente al Centro de Investigación y de Estudios Avanzados (CINVESTAV) unidad Zacatenco, tiene una línea de investigación de robótica médica para la asistencia y rehabilitación de pacientes que sufren alguna distrofia muscular. Esta se enfoca en el desarrollo de prototipos para fortalecer los músculos involucrados en la movilidad de las extremidades y usarlos como una herramienta de rehabilitación. El año de 2019 se presentó un exoesqueleto montado sobre una base móvil que fue diseñado para la rehabilitación de la cadera y rodillas [7], este exoesqueleto utiliza señales EMG para interactuar con el usuario y además utiliza un control Proporcional-integral-derivativo (PID). También en el mismo año se realizó un modelo músculo-esquelético para la extremidad superior con el fin de evaluar un controlador Proporcional-Derivativo (PD) en un exoesqueleto [8].

Justificación

Se estima que el 10 % de la población mundial tiene algún tipo de discapacidad. En México, según datos obtenidos por el INEGI [9] entre los años 2014 y 2018, el porcentaje de la población con algún tipo de discapacidad aumentó de 6.0 % a 6.3 %. Los mismos datos estadísticos indican que el porcentaje de la población cuya discapacidad está relacionada con dificultades para mover su brazo o mano también incrementó de 17.0 % a 17.8 %. Un exoesqueleto de asistencia para la articulación del codo permitiría mejorar la calidad de vida de aquellas personas que sufren alguna condición médica que afecta sus habilidades motrices.

Objetivos

Objetivo general:

Desarrollar un prototipo de exoesqueleto antropomórfico de brazo derecho para asistir los movimientos de flexión-extensión de la articulación del codo, implementando un control PD con compensación adaptable.

Objetivos específicos:

- Estudiar conceptos teóricos y estado del arte.
- Diseñar una estructura mecánica ligera capaz de sujetarse al brazo humano considerando la capacidad de adaptarse a un rango de pacientes con diferentes medidas.
- Seleccionar los actuadores y sensores adecuados para la instrumentación del exoesqueleto.
- Obtener el modelo dinámico del robot contemplando el brazo humano.
- Diseñar un control de posición y velocidad con compensación adaptable.
- Simular el comportamiento del sistema en lazo cerrado.
- Construir el prototipo y realizar pruebas experimentales.
- Publicación de los resultados.

Organización de la tesis

El trabajo de tesis esta organizado en cinco capítulos:

Capítulo 1.- Marco teórico.

Capítulo 2.- Diseño mecánico del prototipo y selección de componentes necesarios para la instrumentación.

Capítulo 3.- Obtención de de la Cinemática directa e inversa así como del modelo dinámico del exoesqueleto incluyendo el brazo y antebrazo del usuario considerando tres grados de libertad.

Capítulo 4.- Control de movimiento aplicado un esquema de control de tipo proporcional derivativo mas compensación adaptable.

Capítulo 5.- Construcción del prototipo y análisis de resultados experimentales

Capítulo 1

Marco teórico

El principal objetivo de un exoesqueleto es asistir movimientos humanos, por lo tanto, además de un conocimiento en robótica, la investigación y el desarrollo de los exoesqueletos involucra conocer la biomecánica del aparato locomotor del ser humano; así como otros conceptos biológicos involucrados en el diseño del prototipo [2]. Bajo este contexto en este capítulo se presenta un resumen de la biomecánica y antropometría del cuerpo humano así como conceptos relacionados al control adaptable.

1.1. Biomecánica del cuerpo humano

En el campo de la medicina el movimiento anatómico humano se describe a partir de tres planos, llamados planos anatómicos. Estos se encuentran definidos sobre la base del cuerpo en la posición anatómica (de pie con los pies juntos, los brazos girados hacia afuera hacia los lados, con la cabeza, los ojos y las palmas de las manos hacia adelante) [2]. La Figura 1.1 muestra planos anatómicos que definen los ejes perpendiculares alrededor de los cuales se produce la rotación, estos son :

Plano frontal: Secciona al cuerpo en parte posterior y anterior

Plano transversal: Secciona el cuerpo en parte superior e inferior

Plano sagital: Secciona el cuerpo en parte izquierda y derecha

Si se considera al cuerpo humano como una cadena de elementos rígidos (pies, piernas, muslos, manos, brazos, antebrazos, tronco, cabeza) con características físicas propias como momento de inercia, masa y centro de masa, es posible describir el movimiento de cada segmento del cuerpo mediante los mismos métodos utilizados para la cinemática de los robots [2].

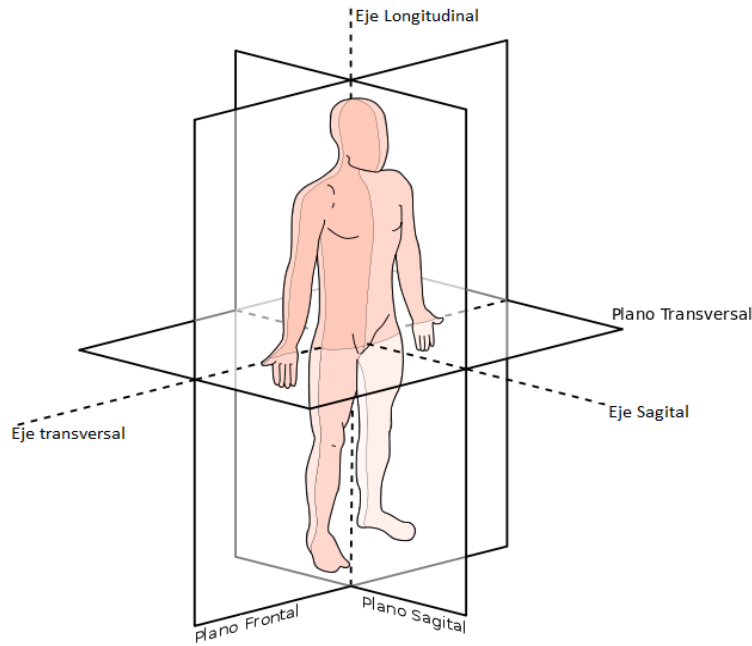


Figura 1.1: Planos anatómicos.

1.1.1. Cinemática del hombro

El hombro constituye uno de los grupos articulares más complejos del cuerpo humano, comprende tres huesos: clavícula, escápula y húmero, estos a su vez se encuentran unidos por cinco articulaciones: escapulohumeral, subdeltoidea, acromioclavicular, esternocostalvicular y escapulotorácica.

El rango de movimiento de la articulación del hombro cubre el 65 % de una esfera, una posible aproximación de los movimientos del hombro se logra considerándolo como una articulación con 3 grados de libertad [2] como se muestra en la Figura 1.2:

Flexión-Extensión (FE):

La flexión-extensión del hombro, el brazo parte de la posición anatómica y se aleja del cuerpo en una trayectoria paralela al plano sagital; el rango de movimiento máximo es de 180° para la flexión y 60° para la extensión.

Abducción-Aducción (Ab-Ad):

La abducción ocurre cuando estando en posición anatómica, el brazo se aleja de la parte media del cuerpo, sobre el plano frontal, en condiciones normales el rango de movimiento es entre 130° y 180° . La aducción se presenta cuando se mueve el brazo apuntando hacia el plano sagital, el rango máximo de movimiento es de 50° .

Rotación:

Comprende los movimientos alrededor del eje longitudinal del antebrazo; la rotación puede ser medial (interna) o lateral (externa). La rotación interna puede alcanzar entre 60° y 90° , mientras que la rotación externa puede alcanzar 90° .

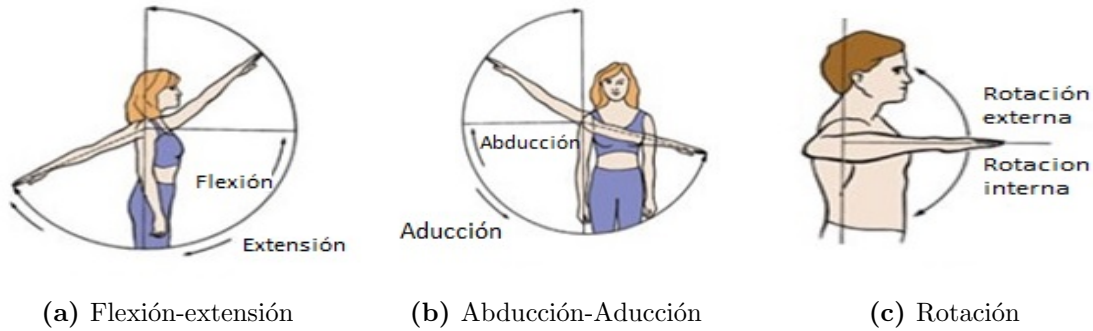


Figura 1.2: Movimientos de la articulación del codo

1.1.2. Cinemática del codo

El codo forma parte de la extremidad superior del cuerpo humano y actúa como la unión entre el antebrazo y el brazo; este está compuesto por tres articulaciones: húmero cubital, húmero radial y radio-cubital. Para propósitos de análisis de movimiento el codo se trata como una articulación con 2 grados de libertad [2], (Fig. 1.3):

Flexión-extensión (FE):

La flexión es en el movimiento que aproxima al antebrazo con el brazo, la extensión es el movimiento inverso. El ángulo de rotación de la FE es de 140° e inicia desde la posición en la que el miembro superior se encuentra completamente extendido, hasta el punto en que las masas musculares del brazo y antebrazo hacen contacto. De forma pasiva el ángulo de rotación aumenta hasta 160° . El rango de movimiento de las actividades diarias se encuentra entre 30° y 130° .

Pronación-supinación (PS):

Son los movimientos de rotación alrededor del eje longitudinal del antebrazo, sus ángulos de rotación son de 80° y 85° respectivamente, El punto de referencia se localiza flexionando el codo a 90° y colocando la palma de la mano paralela al plano sagital; la pronación corresponde al giro de la palma de la mano en sentido antihorario, mientras que la supinación corresponde al giro de la mano en sentido horario.

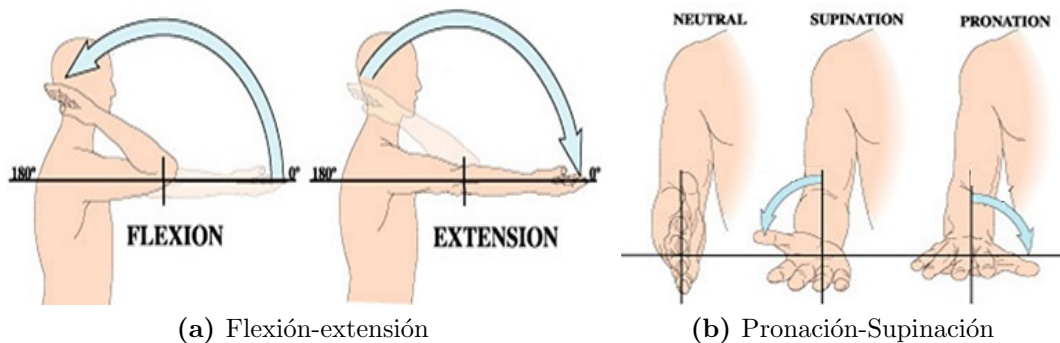


Figura 1.3: Movimientos de la articulación del codo

1.2. Antropometría del cuerpo humano

La antropometría estudia las dimensiones del cuerpo humano ya sea de forma individual o como un grupo. Actualmente esta ciencia sirve de apoyo para el diseño ergonómico. Para el caso de los exoesqueletos, la antropometría proporciona datos como longitudes, pesos y centros de masa de las distintas partes del cuerpo, estos parámetros son útiles durante el diseño mecánico y modelado matemático.

1.2.1. Longitudes del cuerpo humano

Para lograr un correcto diseño mecánico del exoesqueleto es necesario conocer las longitudes de los segmentos del cuerpo sobre las que este se colocará. La mejor forma de obtener estos valores es midiendo directamente al usuario, sin embargo, cuando una medición directa no se puede realizar, existen otros métodos que permiten estimar los valores de las longitudes; La Figura 1.4 muestra los valores de las longitudes de cada segmento del cuerpo como una fracción de la estatura, los círculos representan articulaciones [10] .

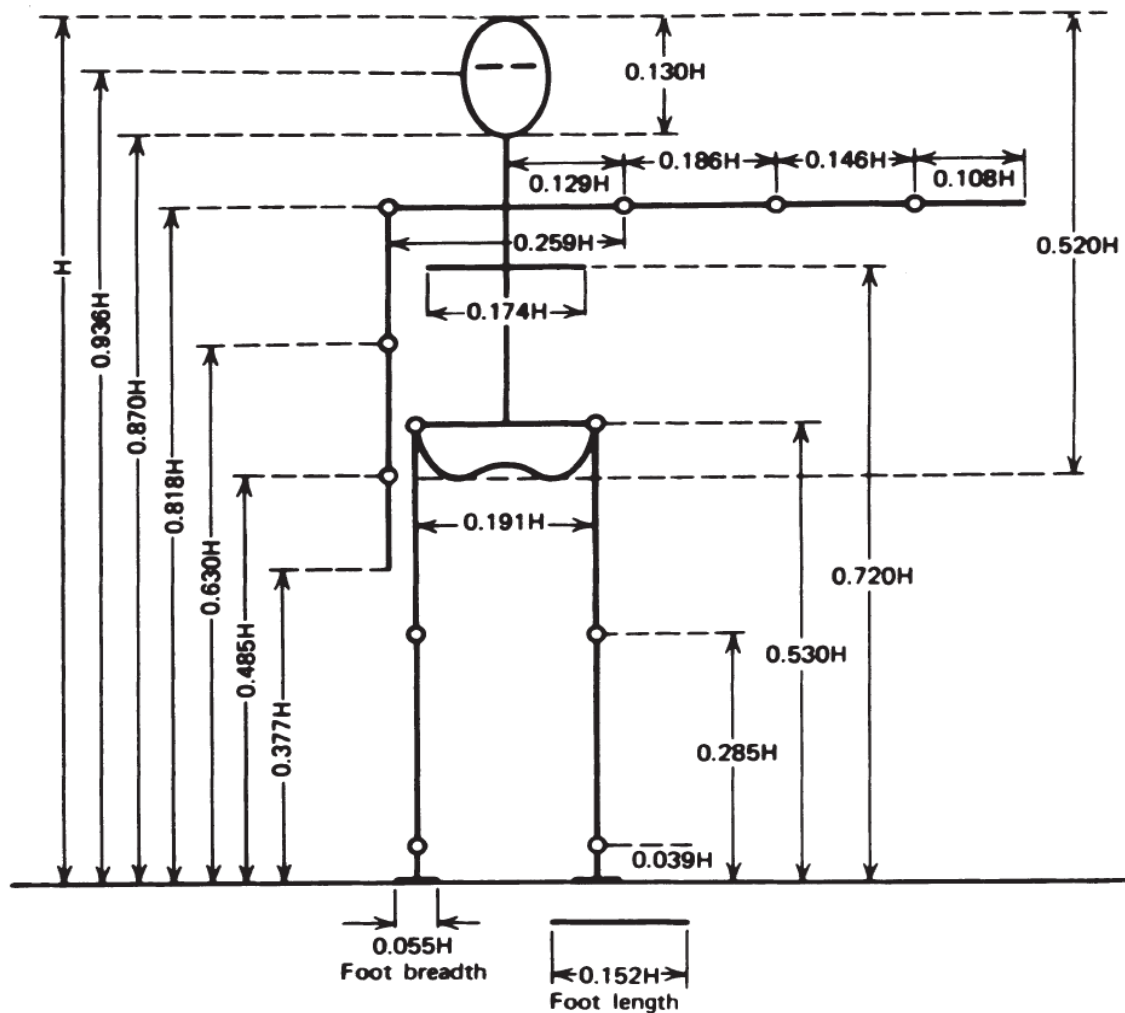


Figura 1.4: Longitudes del cuerpo humano en proporción a la estatura H .

1.2.2. Masa, centro de masa, y momento de Inercia

Los parámetros de masa, centro de masa y momento de inercia pueden obtenerse utilizando métodos experimentales, analíticos o por tablas. Con el fin de minimizar el error al calcular los valores de los parámetros, es preferible que estos sean obtenidos de forma experimental directamente del usuario. Cuando no se pueden llevar a cabo los métodos experimentales o analíticos, el uso de tablas permite estimar los valores de los parámetros. La Figura 1.5 representa la ubicación del centro de masa de cada segmento del cuerpo como una proporción de su longitud [10]. Por ejemplo, la ubicación del centro de masa del brazo con respecto al codo es $0.4272L_b$ donde L_b es la longitud del brazo.

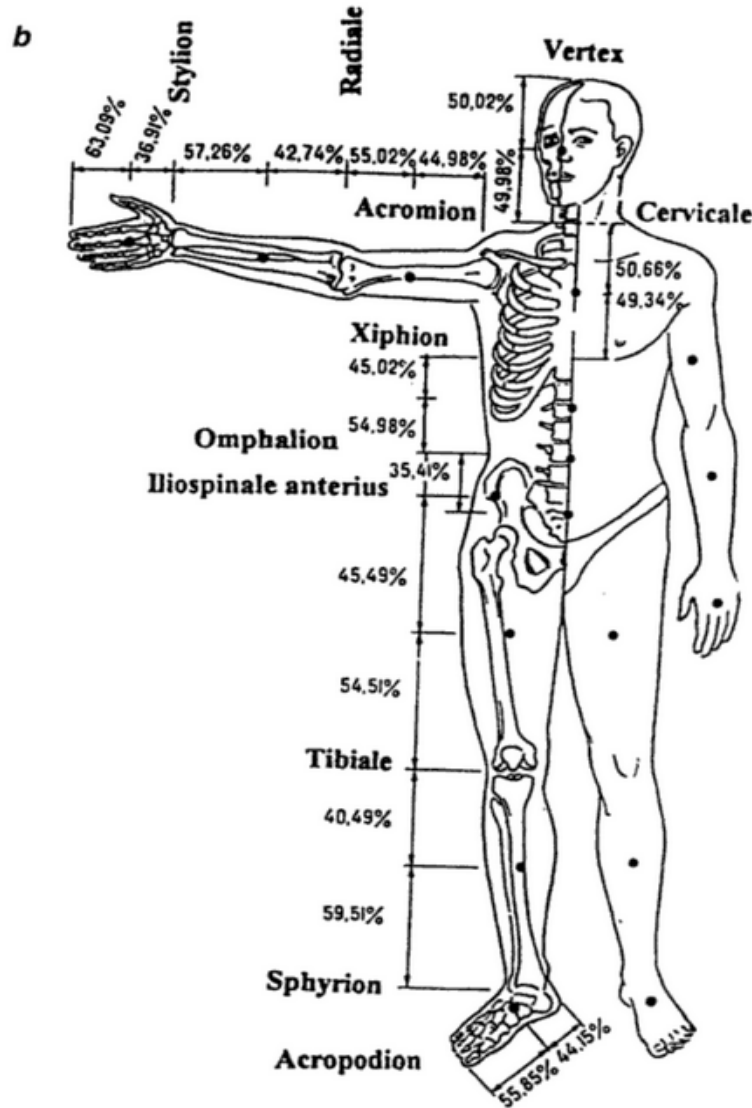


Figura 1.5: Ubicación del centro de masa de cada segmento del cuerpo humano como una proporción de su longitud.

La Figura 1.6 representa el valor de la masa de cada segmento del cuerpo como una proporción de la masa total [10].

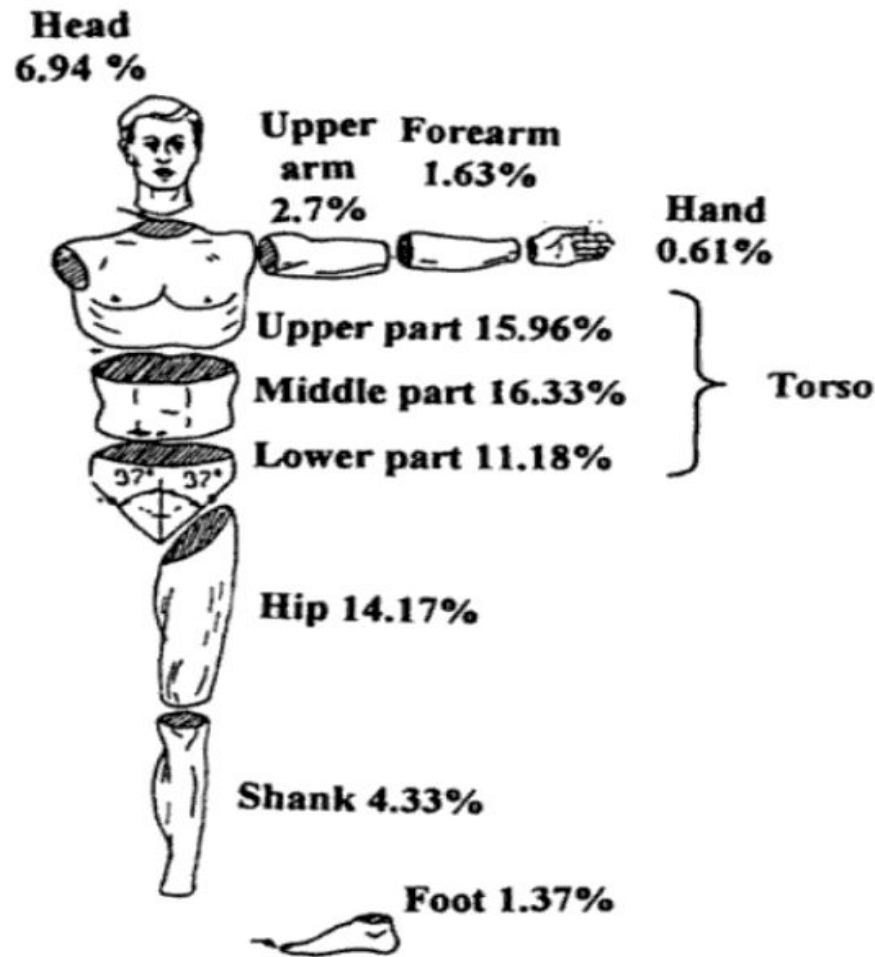


Figura 1.6: Masa de cada segmento del cuerpo humano.

La Tabla 1.1 muestra la proporción entre la longitud del segmento y el radio de giro con respecto a los ejes sagital, transversal y longitudinal [10].

Tabla 1.1: Datos para calcular el radio de giro utilizando proporciones.

Segmento	Radio de giro (%)		
	Sagital	Tranversal	Longitudinal
Pie	25.7	24.5	12.4
Pierna	28.1	27.5	11.40
Muslo	26.7	26.7	12.10
Mano	28.5	23.3	18.2
Brazo	29.5	28.4	13.0
Antebrazo	32.8	31.0	18.2
Cabeza y cuello	30.3	31.5	26.1
Tronco	26.7	24.8	14.4

1.3. Control Adaptable

En el diseño de algoritmos de control basados en el modelo del sistema se requiere que se cumplan las siguientes condiciones [11]:

- El modelo del sistema es completamente conocido, es decir o todas las no linealidades del sistema son conocidas o son despreciables.
- Los parámetros físicos del sistema tales como masas, momentos de inercia, longitudes al centro de masa de los eslabones así como del objeto manipulado por el efector final son conocidos.

Si bien estas condiciones permiten demostrar algunas propiedades de estabilidad y convergencia, en la práctica pueden no cumplirse ya sea por que se ignoran las contribuciones de fenómenos como elasticidad de las articulaciones, fricción, entre otros o por que existe incertidumbre en los parámetros del sistema. Una forma de enfrentar este problema es usar algoritmos de control adaptables.

El diseño de algoritmos de control adaptables esta enfocado a aplicaciones de control de posición y movimiento en sistemas con incertidumbre en los parámetros. Es decir, aunque se conoce la estructura del sistema, este contiene parámetros constantes desconocidos [11].

En general una ley de control adaptable tiene dos componentes:

- Ley de control
- Ley adaptable

La ley de control generalmente es una función algebraica con la siguiente estructura [11]:

$$\boldsymbol{\tau} = \boldsymbol{\tau}_1(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \mathbf{q}_d, \dot{\mathbf{q}}_d, \ddot{\mathbf{q}}_d) + M(\mathbf{q}, \hat{\boldsymbol{\theta}})\mathbf{u} + C(\mathbf{q}, \boldsymbol{\omega}, \hat{\boldsymbol{\theta}})\mathbf{v} + \mathbf{g}(\mathbf{q}, \hat{\boldsymbol{\theta}})$$

Donde los vectores $\mathbf{u}$, $\mathbf{v}$, $\boldsymbol{\omega} \in \mathbb{R}^n$ dependen de las posiciones $\mathbf{q}$ y velocidades $\dot{\mathbf{q}}$ así como de la trayectoria deseada $\mathbf{q}_d$ y sus derivadas $\dot{\mathbf{q}}_d$ y $\ddot{\mathbf{q}}_d$. Mientras que $\hat{\boldsymbol{\theta}} \in \mathbb{R}^m$ es el vector de parámetros adaptables y corresponde a una función vectorial dependiente del tiempo $\hat{\boldsymbol{\theta}}(t)$.

La ley adaptable es una ecuación diferencial que permite determinar $\hat{\boldsymbol{\theta}}(t)$. Una ley adaptable comúnmente usada en sistemas adaptables continuos es la ley integral [11]:

$$\hat{\boldsymbol{\theta}}(t) = \Gamma \int_0^t \boldsymbol{\psi}(s, \mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \mathbf{q}_d, \dot{\mathbf{q}}_d, \ddot{\mathbf{q}}_d) ds + \hat{\boldsymbol{\theta}}(0)$$

Donde la matriz de ganancias $\Gamma \in \mathbb{R}^{m \times m}$ es diagonal, definida positiva y sus componentes se relacionan proporcionalmente con la rapidez de la adaptabilidad del sistema, mientras que $\boldsymbol{\psi}$ es una función vectorial por determinar y $\hat{\boldsymbol{\theta}}(0)$ corresponde a los valores iniciales de los parámetros, que en la práctica suelen ser una aproximación de los valores reales.

1.3.1. Parametrización del modelo dinámico

Al utilizar una ley de control adaptable es necesario representar el modelo dinámico del sistema como el producto de una matriz Φ por un vector de parámetros dinámicos θ , esto se hace aplicando la propiedad de linealidad en los parámetros del modelo dinámico que se menciona a continuación [11]:

Propiedad 1.1. Linealidad en los parámetros

Sea

$$M(\mathbf{q}, \theta)\ddot{\mathbf{q}} + C(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \theta)\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{g}(\mathbf{q}, \theta) = \tau \quad (1.1)$$

la representación del modelo dinámico del sistema en función del vector de parámetros dinámicos $\theta \in \mathbb{R}^m$, entonces para cualquier vector $\mathbf{u}, \mathbf{v}, \omega \in \mathbb{R}^n$ se cumple lo siguiente:

$$M(\mathbf{q}, \theta)\mathbf{u} + C(\mathbf{q}, \omega, \theta)\mathbf{v} + \mathbf{g}(\mathbf{q}, \theta) = \Phi(\mathbf{q}, \mathbf{u}, \mathbf{v}, \omega)\theta + \mathbf{k}(\mathbf{q}, \mathbf{u}, \mathbf{v}, \omega) \quad (1.2)$$

donde $\mathbf{k}(\mathbf{q}, \mathbf{u}, \mathbf{v}, \omega) \in \mathbb{R}^n$, $\Phi(\mathbf{q}, \mathbf{u}, \mathbf{v}, \omega) \in \mathbb{R}^{n \times m}$ y $\theta \in \mathbb{R}^m$ depende sólo de los parámetros dinámicos del manipulador y su carga.

1.3.2. Control PD con compensación adaptable

La ley de control PD con compensación define como [11]:

$$\tau = K_p \tilde{\mathbf{q}} + K_v \dot{\tilde{\mathbf{q}}} + M(\mathbf{q}, \hat{\theta})[\ddot{\mathbf{q}}_d + \Lambda \dot{\tilde{\mathbf{q}}}] + C(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \hat{\theta})[\dot{\mathbf{q}}_d + \Lambda \tilde{\mathbf{q}}] + \mathbf{g}(\mathbf{q}, \hat{\theta})$$

mientras que el vector de parámetros adaptables $\hat{\theta} \in \mathbb{R}^m$ es:

$$\hat{\theta}(t) = \Gamma \int_0^t \Phi^T[\dot{\tilde{\mathbf{q}}} + \Lambda \tilde{\mathbf{q}}] ds + \hat{\theta}(0) \quad (1.3)$$

donde $K_p, K_v \in \mathbb{R}^{n \times n}$ y la matriz de ganancias adaptables $\Gamma \in \mathbb{R}^{m \times m}$ son matrices definidas positivas y $\Lambda = K_v^{-1} K_p$.

Capítulo 2

Diseño del prototipo

En este capítulo se describe el proceso de diseño del prototipo, el cual comprende: el dimensionamiento del mismo, modelado 3D; así como la selección de los materiales y componentes electrónicos necesarios para la instrumentación del exoesqueleto.

El objetivo es diseñar un exoesqueleto para la asistencia de los movimientos de flexión-extensión de la articulación del codo. Este prototipo debe tener una estructura ligera capaz de sujetarse al brazo humano, considerando la capacidad de adaptarse a un rango de pacientes con diferentes pesos y estaturas.

El prototipo tiene integrado un sensor para detentar los movimientos de flexión-extensión y abducción-aducción de la articulación el hombro. Por otra parte, el actuador proporcionará el torque suficiente para permitir la manipulación de objetos, para este caso se estableció una carga máxima de 0.5kg.

2.1. Dimensionamiento del prototipo

Un parámetro importante para el diseño mecánico del exoesqueleto son las longitudes del brazo y antebrazo, para establecer longitudes máximas y mínimas del prototipo se analizó un estudio antropomórfico realizado a la población mexicana de diferentes sectores [12]. De los datos presentados en el estudio, sólo se tomaron aquellos relacionados a las extremidades superiores, específicamente la distancia entre el hombro, codo y muñeca, el rango de edad es de 18 a 64 años. En la Tabla 2.1 se muestra el porcentaje de la población que se mantiene por debajo de las medidas especificadas para cada caso. Las referencias para la Tabla 2.1 se encuentran en la Figura 2.1.

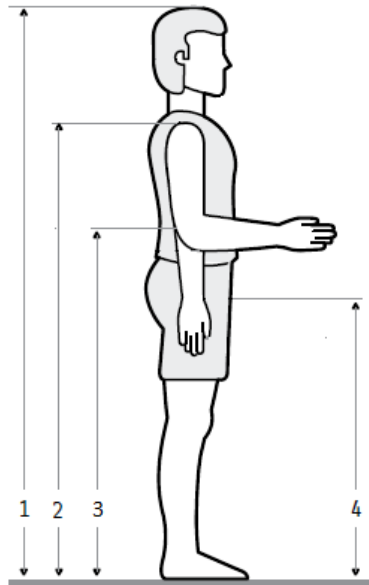


Figura 2.1: Referencias para la Tabla 2.1.

Tabla 2.1: Antropometría de extremidad superior, medidas en mm.

		Hombres			Mujeres		
	Descripción	5 %	50 %	95 %	5 %	50 %	95 %
Estudiantes 19 a 24 años							
0	Peso(kg)	47.7	64.9	88.7	40.5	54	70.5
1	Estatura	1608	1707	1816	1485	1586	1690
2	Altura hombro	1300	1393	1484	1195	1290	1382
3	Altura codo	993	1073	1145	930	1007	1088
4	Altura muñeca	746	819	897	715	777	847
Trabajadores industriales 18 a 64 años							
0	Peso(kg)	55.3	72.1	97.3	48.0	60.5	88.8
1	Estatura	1576	1668	1780	1471	1570	1658
2	Altura hombro	1281	1377	1477	1209	1290	1380
3	Altura codo	988	1065	1145	941	1004	1080
4	Altura muñeca	757	822	919	727	776	840

Las longitudes máximas y mínimas para el brazo y antebrazo se calcularon a partir de la Tabla 2.2 de la siguiente forma:

$$longitud\ brazo = Alturahombro - Alturacodo \quad (2.1)$$

$$Longitud\ antebrazo = Alturacodo - Alturamueñeca \quad (2.2)$$

Los resultados se muestran en la Tabla 2.2

Tabla 2.2: Longitudes del brazo y antebrazo, medidas en mm.

		Hombres			Mujeres		
	Descripción	5 %	50 %	95 %	5 %	50 %	95 %
Estudiantes 19 a 24 años							
0	Peso(kg)	47.7	64.9	88.7	40.5	54	70.5
1	Estatura	1608	1707	1816	1485	1586	1690
2	Longitud brazo	298	311	328	265	287	294
3	Longitud antebrazo	248	249	246	215	230	241
Trabajadores industriales 18 a 64 años							
0	Peso(kg)	55.3	72.1	97.3	48.0	60.5	88.8
1	Estatura	1576	1668	1780	1471	1570	1658
2	Longitud brazo	293	312	332	268	286	300
3	Longitud antebrazo	231	243	226	214	228	240

A partir de los datos de la Tabla 2.2 se establecieron las medidas máximas y mínimas para cada uno de los eslabones que componen la estructura del exoesqueleto.

$$Longitud\ antebrazo\ min = 220mm \quad (2.3)$$

$$Longitud\ antebrazo\ max = 240mm \quad (2.4)$$

$$Longitud\ brazo\ min = 270mm \quad (2.5)$$

$$Longitud\ brazo\ max = 330mm \quad (2.6)$$

2.2. Análisis de fuerzas

Para seleccionar el actuador adecuado es necesario conocer el torque máximo que este debe suministrar, para calcularlo se establecieron las siguientes condiciones:

- El eje del actuador se encuentra alineado al eje de rotación del codo.
- El usuario no ejerce fuerza muscular.
- El brazo y mano serán considerados como un sólo elemento rígido con densidad constante, por lo tanto no se considera a la articulación de la muñeca.

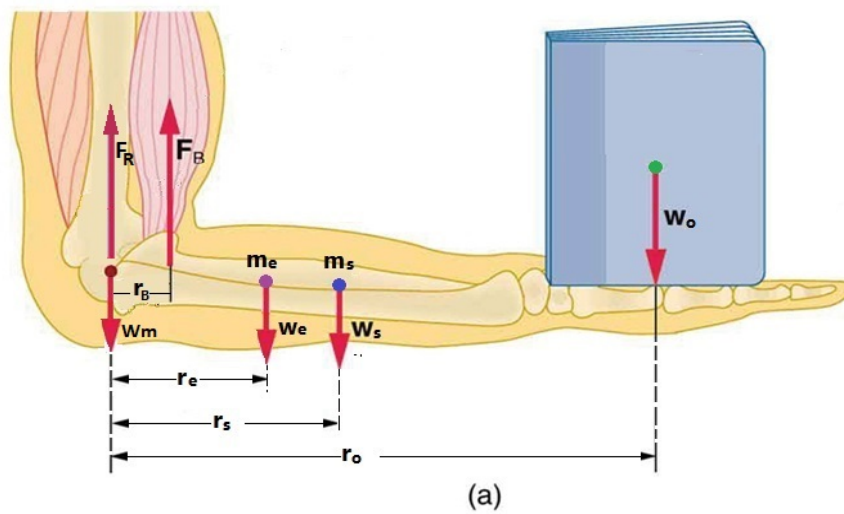
En la Figura 2.2(a) se muestran las fuerzas que actúan sobre la articulación del codo mientras que en la Figura 2.2(b) se muestra su descripción simplificada. τ_M es el torque del motor, las fuerzas son:

- $W_m \rightarrow$ Peso del motor
- $W_e \rightarrow$ Peso del exoesqueleto
- $W_s \rightarrow$ Peso del antebrazo y mano
- $W_o \rightarrow$ Peso objeto

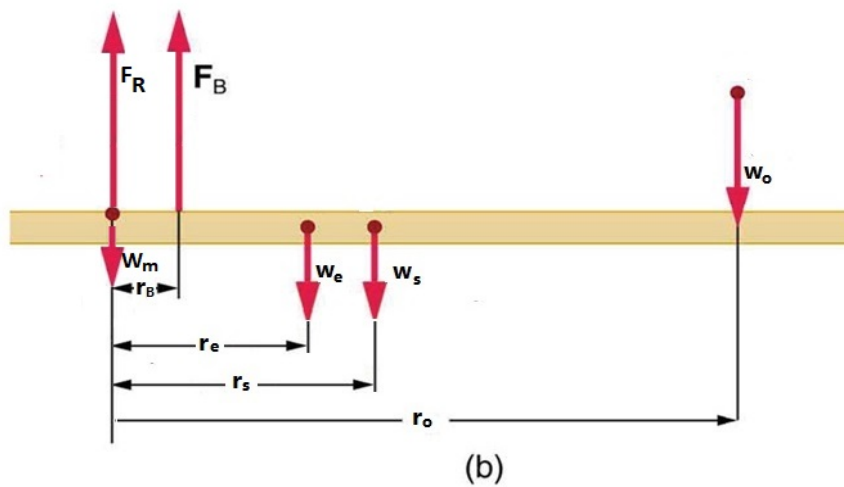
- $F_B \rightarrow$ Fuerza del bíceps
- $F_R \rightarrow$ Fuerza de reacción del codo

El eje de rotación se localiza en la articulación del codo, los radios hacia el eje de rotación son:

- $r_B \rightarrow$ Radio eje de giro - bíceps
- $r_e \rightarrow$ Radio eje de giro - centro de masa del exoesqueleto
- $r_s \rightarrow$ Radio eje de giro - centro de masa de segmento (antebrazo y mano)
- $r_o \rightarrow$ Radio eje de giro - centro de masa de objeto



(a) Fuerzas que interactúan sobre la articulación del codo



(b) Diagrama de cuerpo libre

Figura 2.2: Diagrama de cuerpo libre

La condición de equilibrio para el torque se muestra en las ecuaciones (2.7) y (2.8).

$$\Sigma \tau = \tau_B + \tau_e + \tau_s + \tau_o + \tau_M = 0 \quad (2.7)$$

$$\Sigma \tau = r_b F_B - r_e W_e - r_s W_s - r_o W_o + \tau_M = 0 \quad (2.8)$$

La ecuación (2.9) se obtiene despejando τ_M y considerando que el usuario no ejerce fuerza muscular, es decir: $F_B = 0$.

$$\tau_M = (r_e m_e + r_s m_s + r_o m_o)g \quad (2.9)$$

Tomando como referencia la Figura 1.6, la masa de la mano y el antebrazo se pueden representar como una proporción de la masa total del usuario m_t .

$$m_{\text{antebrazo}} = 0.0163 m_t \quad (2.10)$$

$$m_{\text{mano}} = 0.0061 m_t \quad (2.11)$$

Las ecuaciones (2.11) y (2.12) definen la ubicación del centro de masa de cada segmento medido desde la articulación del codo; estas ecuaciones se obtuvieron a partir de la Figura 1.5.

$$cm_{\text{antebrazo}} = .4274 l_{\text{antebrazo}} \quad (2.12)$$

$$cm_{\text{mano}} = .3691 l_{\text{mano}} + l_{\text{antebrazo}} \quad (2.13)$$

A partir de la Figura 1.4 la longitud de la mano y antebrazo se pueden representar como una proporción de la estatura del usuario H .

$$l_{\text{antebrazo}} = .146 H \quad (2.14)$$

$$l_{\text{mano}} = .108 H \quad (2.15)$$

La posición del centro de masa del segmento que comprende la mano y antebrazo con respecto al eje de rotación del codo se calcula en la ecuaciones (2.16)-(2.19):

$$r_s = \frac{m_{\text{mano}} cm_{\text{mano}} + m_{\text{antebrazo}} cm_{\text{antebrazo}}}{m_{\text{mano}} + m_{\text{antebrazo}}} \quad (2.16)$$

$$r_s = \frac{(.0061 m_t)(.3691 l_{\text{mano}} + l_{\text{antebrazo}}) + (.0163 m_t)(.4274 l_{\text{antebrazo}})}{.0224 m_t} \quad (2.17)$$

$$r_s = \frac{(.0061 m_t)((.3691)(.108 H) + .146 H) + (.0163 m_t)((.4274)(.146 H))}{.0224 m_t} \quad (2.18)$$

$$r_s = \frac{(.0061 m_t)((.3691)(.108 H) + .146 H) + (.0163 m_t)((.4274)(.146 H))}{.0224 m_t} \quad (2.19)$$

Se considera que el objeto tiene una masa de .5kg y se coloca sobre el centro de masa de la mano por lo tanto:

$$m_o = .5kg \quad (2.20)$$

$$r_o = cm_{mano} = ((.3691)(.108 H) + .146 H) = .1859H \quad (2.21)$$

Sustituyendo las ecuaciones (2.19)-(2.21) en (2.9)

$$\tau_M = (r_e m_e + (.09777H)(.0224m_t) + (.1859H)(.5 kg))g \quad (2.22)$$

Da la Tabla 2.2 se sabe que el rango máximo de masa y estatura es:

$$\begin{aligned} m_{t_{max}} &= 97.3kg \\ H_{max} &= 1.816m \end{aligned} \quad (2.23)$$

Finalmente, el torque máximo necesario sin considerar el peso del exoesqueleto se obtiene en la ecuación (2.24)

$$\begin{aligned} \tau_{M_{max}} &= ((.09777(1.816m))(.0224(97.3kg)) + (.1859(1.816m))(.5 kg))g \\ &= 5.45Nm \end{aligned} \quad (2.24)$$

Con el fin de que el resultado anterior no se vea afectado por el peso del exoesqueleto es necesario diseñar una estructura ligera cuyo centro de masa se localice cerca del eje de giro de la articulación del codo.

2.3. Selección del motor

Considerando los cálculos anteriores se procede a seleccionar un actuador que sea capaz de suministrar un torque máximo mayor al obtenido en la ecuación (2.24), esto con el fin de evitar que el motor opere en su zona de saturación.

El servomotor seleccionado se muestra en la Figura 2.3. Este dispositivo se compone de un motor sin escobillas acoplado a una caja reductora. El driver del servomotor utiliza un protocolo de comunicación serial y permite 3 modos de operación: torque, velocidad y posición. Para el desarrollo del proyecto se utiliza el modo torque, de esta forma el servomotor se puede utilizar como una fuente de par. Esto significa que driver transferirá el par calculado por la estrategia de control hacia el servomotor. En la Tabla 2.3 se encuentran las especificaciones técnicas del servomotor [13].



Figura 2.3: Sermotor Gyems RMD-X8.

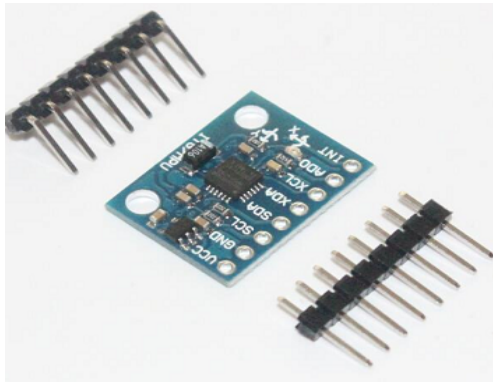
Tabla 2.3: Especificaciones del servomotor

Característica	Valor
Voltaje	24-48 V
Corriente nominal	4.9 A
Velocidad nominal	165 rpm
Torque nominal	9 Nm
Reducción	6:1
Holgura	5 arcmin
Modos de operación	Posición
	Velocidad
	Torque
Diametro	98 mm
Longitud	43 mm
Peso	630 gr

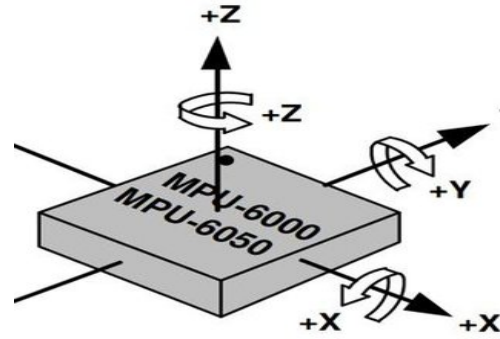
2.4. Sensor articulación hombro

Las posiciones articulares del hombro serán estimadas por medio de la unidad de medición inercial (IMU) MPU6050. Una IMU es un dispositivo que permite el seguimiento de la posición y orientación de un cuerpo rígido [14]; combina un giroscopio, un acelerómetro y, opcionalmente un magnetómetro o un sensor de presión barométrico.

En particular, el sensor MPU6050 que se muestra en la Figura 2.4 contiene un acelerómetro de tres ejes y un giroscopio de tres ejes. La comunicación con el microcontrolador se realiza por medio del protocolo de comunicación I2C. Para el seguimiento preciso de movimientos, el MPU6050, cuenta con un rango de escala completa programable de ± 250 , ± 500 , ± 1000 y ± 2000 $^{\circ}/seg$ para el giroscopio y un rango de escala completa de $\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$ y $\pm 16g$ para el acelerómetro [15].



(a) Sensor MPU 6065

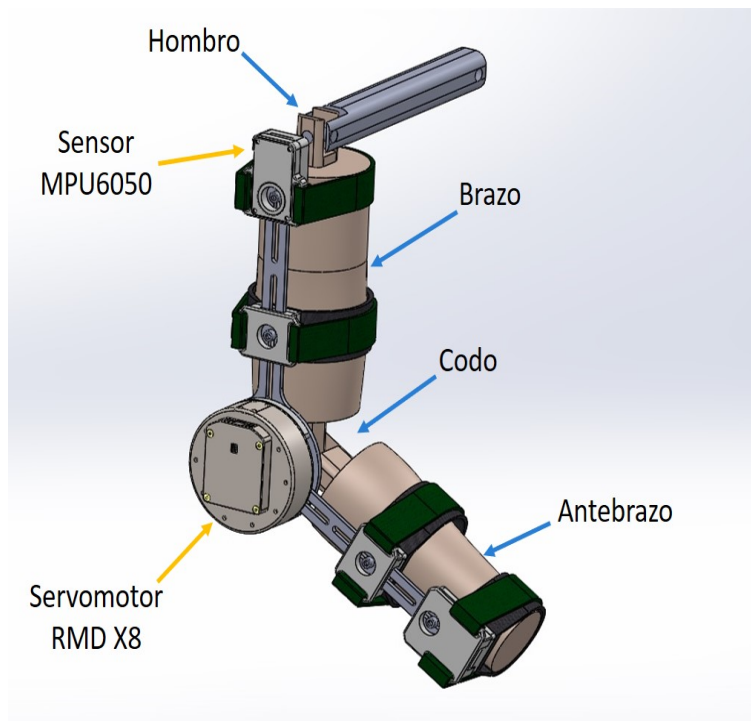


(b) Grados de libertad del sensor MPU 6065

Figura 2.4: Sensor MPU 6065

2.5. Diseño mecánico

En la Figura 2.5 se muestra el modelo CAD del exoesqueleto. El servomotor se colocó a un lado de la articulación del codo, de tal forma que su eje de rotación se encuentre alineado con el eje de rotación del codo. El movimiento relacionado a la flexión-extensión y abducción-aducción de la articulación del hombro se detecta por medio del sensor MPU6050; este sensor fue colocado dentro de una carcasa, a un lado de la articulación del hombro, como se muestra en la Figura 2.6.

**Figura 2.5:** Modelo 3D del prototipo.

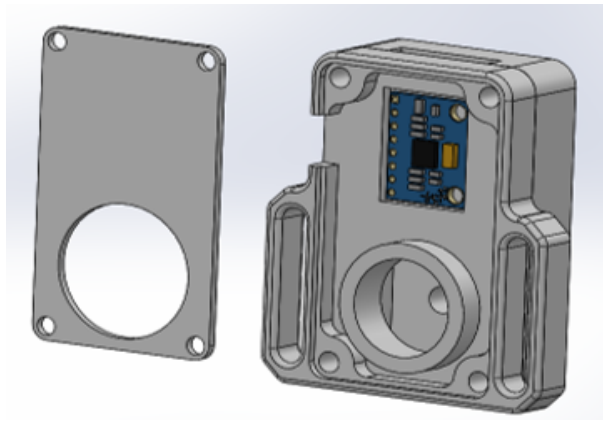


Figura 2.6: Carcasa del sensor MPU 6050.

La estructura principal se compone de dos eslabones, los cuales se muestran en la figuras 2.7 y 2.8, en cada uno de ellos se realizaron perforaciones con el fin reducir el peso de la estructura y permitir que los sujetadores, que se muestran en la figura 2.8, se puedan ajustar a las dimensiones del usuario. El eslabón uno se ajusta al brazo, mientras que el eslabón dos se ajusta al antebrazo.

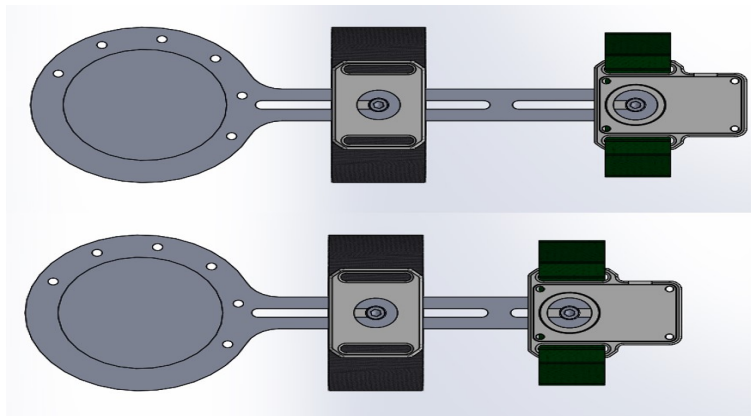


Figura 2.7: Eslabón 1.

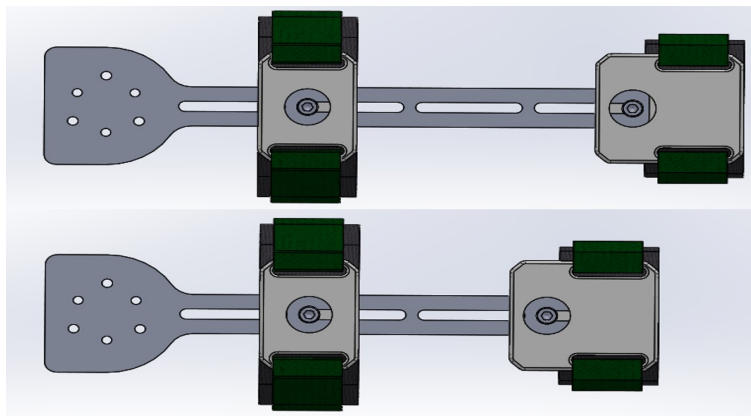


Figura 2.8: Eslabón 2.

Los sujetadores se componen de tres piezas: base, deslizador y correa, estos tienen la función de acoplar el prototipo al brazo del usuario; en total el prototipo cuenta con 4 sujetadores.

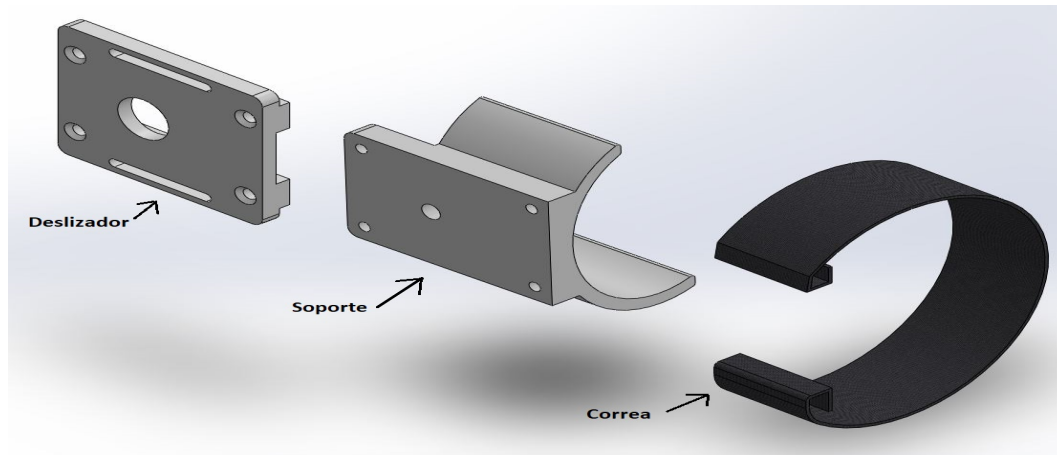


Figura 2.9: Sujetador.

El motor se ensambla al prototipo por medio del soporte que se muestra en la Figura 2.10. Este además tiene la función de limitar el rango del movimiento del eslabón 2.

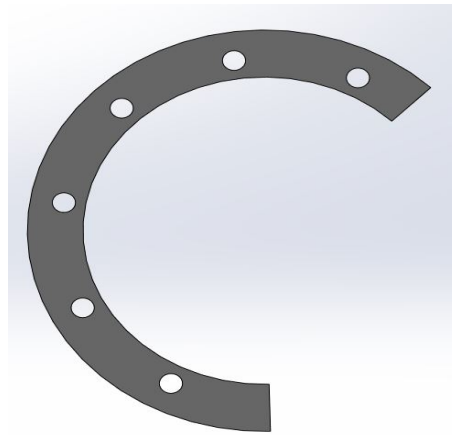


Figura 2.10: Soporte motor.

2.6. Selección de materiales

El prototipo debe estar compuesto por una estructura ligera y capaz de soportar el peso de la extremidad del usuario, así como otras fuerzas externas; considerando estas características se optó por utilizar una aleación de aluminio 6061 para la estructura principal, esta aleación presenta propiedades mecánicas aptas para el desarrollo del proyecto como: baja densidad, alta resistencia y buena maquinabilidad [16]. La Tabla 2.4 muestra algunas propiedades mecánicas de este material.

Tabla 2.4: Propiedades mecánicas aluminio aleación 6061

Propiedades	Unidades
Densidad	$2.7\text{gr}/\text{cm}^3$
Dureza Shore	95 HB
Resistencia a la tensión	186 MPa
Limite elástico	276 Mpa
Módulo de elasticidad	68.9 Gpa

Para los sujetadores se seleccionó *Nylamyd*, el cual es un tipo de polímero perteneciente a la familia de las poliamidas, algunas de sus propiedades mecánicas son: baja densidad y buena resistencia [17]. La Tabla 2.4 muestra algunas propiedades mecánicas de este material.

Tabla 2.5: Propiedades mecánicas Nylamid M y XL

Propiedades	Nylamid M	Nylamid XL
Densidad (gr/cm^3)	1.14	1.14
Dureza Shore HB	85	-
Resistencia a la tensión (kg/cm^2)	720	810-914
Resistencia a la compresión (kg/cm^2)	850	670-810
Resistencia a la flexión (kg/cm^2)	1200	770-1270
Modulo de eslasticidad (kg/cm^2)	24000	21093-2824

2.7. Parámetros del exoesqueleto

El peso del prototipo se puede estimar asignando al modelo CAD el tipo de material con el que se fabricará cada pieza. En la Tabla 2.6 se muestra el peso aproximado para cada uno de los elementos que componen el prototipo. El peso del motor se obtuvo mediante la hoja de datos del fabricante

Tabla 2.6: Peso aproximado del exoesqueleto

Eslabón brazo	Masa (gr.)	Eslabón antebrazo	Masa (gr.)
Barra brazo	79.44	Barra antebrazo	61.55
Sujetador brazo	37.23	Sujetador antebrazo	58.86
Carcasa MPU6050	55.08	Sujetador muñeca	58.86
Motor	630	Soporte motor	13.23
Total	801.75	Total	191.15
Total	992.9 gr		

Capítulo 3

Cinemática y Dinámica

El estudio de la cinemática y dinámica del prototipo es de especial interés, debido a que proporciona información de los fenómenos físicos involucrados en la estructura mecánica del sistema; además, permite el análisis, diseño y simulación de algoritmos de control. En este capítulo se obtiene la cinemática directa e inversa, así como el modelo dinámico del exoesqueleto incluyendo el brazo y antebrazo del usuario, todo esto se realiza considerando tres grados de libertad.

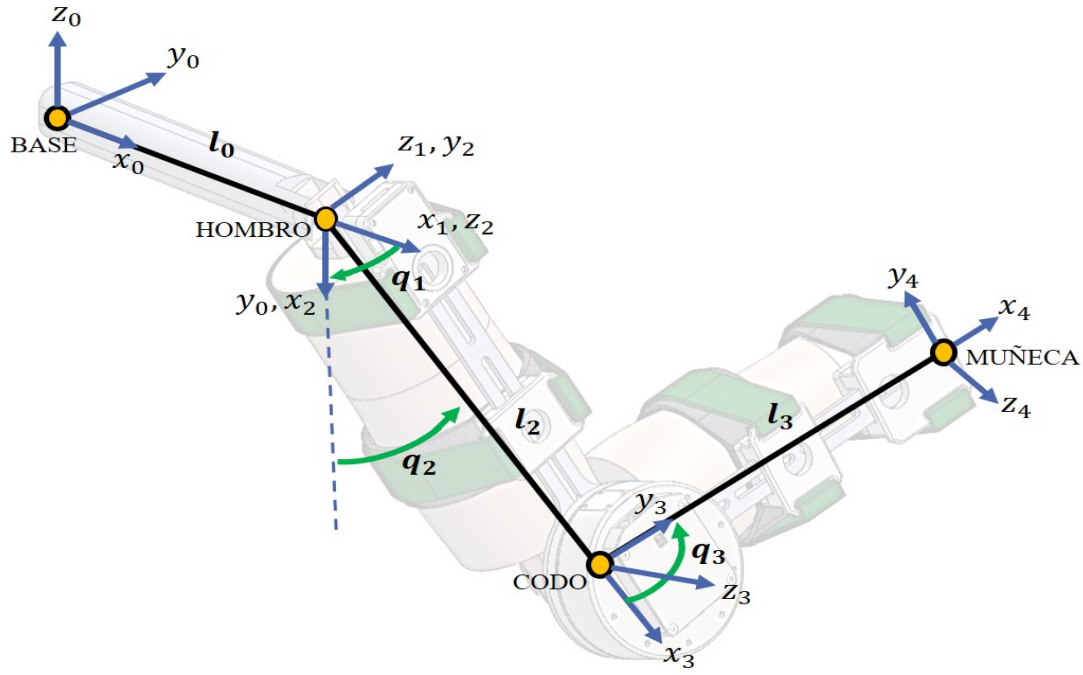
3.1. Cinemática directa

La cinemática directa contemplando el exoesqueleto junto con la extremidad superior se obtiene de acuerdo con la convención Denavit-Hartenberg (D-H) [1]; en la Figura 3.1 se muestra la asignación de los sistemas de referencia.

El análisis se realiza sobre el miembro superior derecho, sin embargo, con el fin de hacer un sistema de referencia común para ambos miembros, el sistema de referencia base se ubica sobre el plano sagital entre las articulaciones de los hombros. Las articulaciones q_1 y q_2 corresponden a la abducción-aducción y a la flexión-extensión del hombro, mientras que q_3 define la flexión-extensión del codo; l_0 representa la longitud media entre ambos hombros, l_2 corresponde a la longitud del brazo medido desde el hombro hasta el codo, l_3 es la longitud del antebrazo medido desde el codo hasta la muñeca. Los parámetros D-H del sistema se muestran en la Tabla 3.1.

Tabla 3.1: Parámetros D-H

	li	di	α	θ
0 – 1	l_0	0	$-\pi/2$	0
1 – 2	0	0	$\pi/2$	q_1
2 – 3	l_2	0	0	q_2
3 – 4	l_3	0	0	q_3

**Figura 3.1:** Sistemas de referencia según D-H.

Las matrices de transformación homogénea, descritas en las ecuaciones (3.1)-(3.4) se obtienen a partir de la Tabla 3.1. Las funciones senoidales se representan de la siguiente forma: $S_1 = \sin(q_1)$; $S_2 = \sin(q_2)$; $S_{23} = \sin(q_2 + q_3)$, mientras que las funciones cosenoidales son: $C_1 = \cos(q_1)$; $C_2 = \cos(q_2)$; $C_{23} = \cos(q_2 + q_3)$.

$$H_{01} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & l_o \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

$$H_{02} = \begin{bmatrix} C_1 & 0 & -S_1 & l_o \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -S_1 & 0 & -C_1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

$$H_{03} = \begin{bmatrix} C_2 C_1 & -S_2 C_1 & -S_1 & l_o + l_2 C_1 C_2 \\ S_2 & C_2 & 0 & l_2 S_2 \\ -C_2 S_1 & S_1 S_2 & -C_1 & -l_2 C_2 S_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

$$H_{04} = \begin{bmatrix} C_{23} C_1 & -S_{23} C_1 & -S_1 & l_o + C_1 (l_3 C_{23} + l_2 C_2) \\ S_{23} & C_{23} & 0 & l_3 S_{23} + l_2 S_2 \\ -C_{23} S_1 & S_{23} S_1 & -C_1 & -S_1 (l_3 C_{23} + l_2 C_2) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.4)$$

La ecuación (3.5) describe la posición del efector final sobre el sistema coordenado base.

$$\begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_0 + C_1(l_3C_{23} + l_2C_2) \\ l_3S_{23} + l_2S_2 \\ -S_1(l_3C_{23} + l_2C_2) \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

3.2. Cinemática inversa

La cinemática inversa del exoesqueleto junto con la extremidad del usuario se obtiene por el procedimiento geométrico que se muestra en la Figura 3.2.

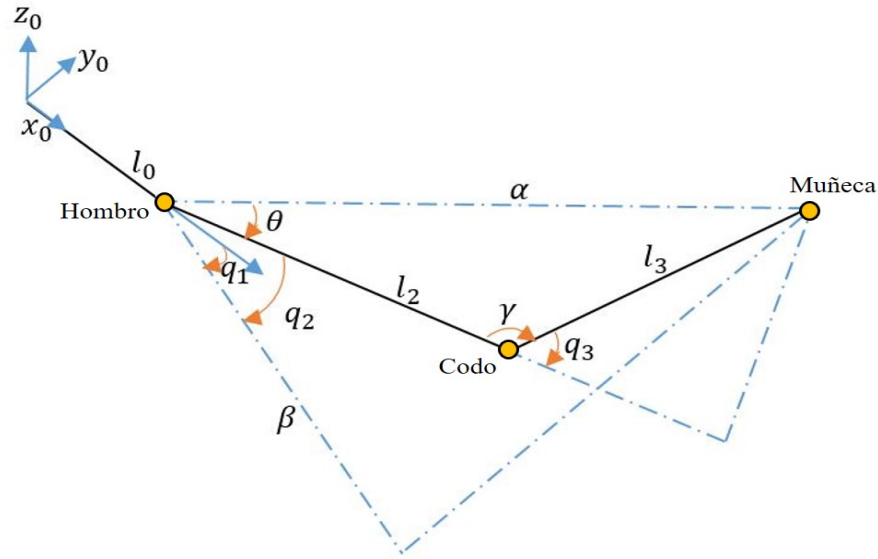


Figura 3.2: Método geométrico para obtener la cinemática inversa.

Para determinar q_1 se emplean las ecuaciones (3.6) y (3.7).

$$x_o = \beta \cos(q_1) + l_o \quad (3.6)$$

$$z_o = \beta \sin(q_1) \quad (3.7)$$

Despejando e igualando β en ambas ecuaciones.

$$\frac{z_o}{\sin(q_1)} = \frac{x_o - l_o}{\cos(q_1)} \quad (3.8)$$

$$\tan(q_1) = \frac{\sin(q_1)}{\cos(q_1)} = \frac{z_o}{x_o - l_o} \quad (3.9)$$

Al despejar q_1 de la ecuación (3.9), se obtiene la ecuación (3.10).

$$q_1 = \text{atan} \left(\frac{z_0}{x_0 - l_0} \right) \quad (3.10)$$

Para determinar q_2 se usan las ecuaciones (3.11)y(3.12)

$$x_0 = l_o + \alpha \cos(\theta + q_2) \quad (3.11)$$

$$y_0 = \alpha \sin(\theta + q_2) \quad (3.12)$$

Despejando e igualando α en ambas ecuaciones.

$$\frac{x_0 - l_o}{\cos(\theta + q_2)} = \frac{y_0}{\sin(\theta + q_2)} \quad (3.13)$$

$$\tan(\theta + q_2) = \frac{\sin(\theta + q_2)}{\cos(\theta + q_2)} = \frac{y_0}{x_0 - l_0} \quad (3.14)$$

Al despejar q_2 de la ecuación (3.14), se obtiene la ecuación (3.15).

$$q_2 = \text{atan} \left(\frac{y_0}{x_0 - l_0} \right) - \theta \quad (3.15)$$

La ecuación (3.16) define a θ en función de q_3 .

$$\theta = \text{atan} \left(\frac{l_3 \sin(q_3)}{l_2 + l_3 \cos(q_3)} \right) \quad (3.16)$$

Al sustituir la ecuación (3.16) en (3.15), q_2 queda definido en la ecuación (3.17).

$$q_2 = \text{atan} \left(\frac{y_0}{x_0 - l_0} \right) - \text{atan} \left(\frac{l_3 \sin(q_3)}{l_2 + l_3 \cos(q_3)} \right) \quad (3.17)$$

Para determinar q_3 se emplean las ecuaciones (3.18) y (3.19).

$$\beta^2 = (x_0 - l_o)^2 + z_0^2 \quad (3.18)$$

$$\alpha^2 = \beta^2 + y_0^2 \quad (3.19)$$

Al aplicar el teorema de coseno, se obtiene la ecuación (3.20).

$$\alpha^2 = l_2^2 + l_3^2 - 2l_2l_3 \cos(\gamma) \quad (3.20)$$

Considerando $\cos(\gamma) = \cos(180 - q_3)$

$$\cos(\gamma) = \cos(180 - q_3) = \cos(180) \cos(q_3) - \sin(q_3) \sin(180) = -\cos(q_3) \quad (3.21)$$

Entonces, sustituyendo la ec. (3.21) en (3.20)

$$\alpha^2 = l_2^2 + l_3^2 + 2l_2l_3 \cos(q_3) \quad (3.22)$$

La ecuación (3.23) se obtiene sustituyendo β^2 de la ecuación (3.18) en (3.19) y α^2 de (3.19) en (3.22)

$$(x_0 - l_0)^2 + y_0^2 + z_0^2 = l_2^2 + l_3^2 + 2l_2l_3 \cos(q_3) \quad (3.23)$$

Despejando $\cos(q_3)$

$$\cos(q_3) = \frac{(x_0 - l_0)^2 + y_0^2 + z_0^2 - l_2^2 - l_3^2}{2l_2l_3} \quad (3.24)$$

La función $\sin(q_3)$ se puede definir como:

$$\sin(q_3) = \sqrt{1 - \cos^2(q_3)} \quad (3.25)$$

Entonces q_3 queda descrito en la ecuación (3.26).

$$q_3 = \text{atan} \left(\frac{\sqrt{1 - \cos^2(q_3)}}{\frac{(x_0 - l_0)^2 + y_0^2 + z_0^2 - l_2^2 - l_3^2}{2l_2l_3}} \right) \quad (3.26)$$

3.3. Modelo dinámico

Para obtener el modelo dinámico del exoesqueleto incluyendo el brazo y antebrazo se emplearon las ecuaciones de movimiento de Euler-Lagrange. Para un robot de n grados de libertad el modelo dinámico, descrito en su forma compacta, esta dado por la ecuación (3.27) [1].

$$\tau = M(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + C(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{g}(\mathbf{q}) \quad (3.27)$$

Donde:

- $M(\mathbf{q}) \in \mathbb{R}^{n \times n}$ es la matriz de inercia la cual es simétrica y definida positiva. La energía cinética satisface:

$$\mathcal{K} = \frac{1}{2} \dot{\mathbf{q}}^T M(\mathbf{q}) \dot{\mathbf{q}}$$

- $C(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$ es la matriz de fuerzas centrípetas y de Coriolis.

$$C(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} = \dot{M}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{q}} - \frac{\partial}{\partial \mathbf{q}} \left[\frac{1}{2} \dot{\mathbf{q}}^T M(\mathbf{q}) \dot{\mathbf{q}} \right]$$

- $\mathbf{g}(\mathbf{q}) \in \mathbb{R}^n$ es el vector de fuerzas o pares gravitacionales.

$$\mathbf{g}(\mathbf{q}) = \frac{\partial U(\mathbf{q})}{\partial \mathbf{q}}$$

La matriz de inercia se puede obtener a partir de la ecuación (3.28) [2].

$$M(\mathbf{q}) = \sum_{i=1}^n (m_i J_{vi}^T J_{vi} + J_{wi}^T R_{0i} I_i R_{0i}^T J_{wi}) \quad (3.28)$$

Donde m_i , J_{vi} , J_{wi} , e I_i son respectivamente la masa, el jacobiano de velocidad lineal, el jacobiano de velocidad angular y el tensor de inercia, todos respectivos al i -ésimo eslabón, mientras que R_{0i} es la matriz de rotación del i -ésimo sistema de referencia con respecto al sistema de referencia fijo. Las longitudes hacia los centros de masa de los eslabones 2 y 3 medidos respectivamente desde las articulaciones del hombro y codo son l_{c2} y l_{c3} . Para el sistema que se está analizando, lo descrito anteriormente queda definido como:

$$R_{03} = \begin{bmatrix} C_2 C_1 & -S_2 C_1 & -S_1 \\ S_2 & C_2 & 0 \\ -C_2 S_1 & S_1 S_2 & -C_1 \end{bmatrix} \quad (3.29)$$

$$R_{04} = \begin{bmatrix} C_{23} C_1 & -S_{23} C_1 & -S_1 \\ S_{23} & C_{23} & 0 \\ -C_{23} S_1 & S_{23} S_1 & -C_1 \end{bmatrix} \quad (3.30)$$

$$J_{v2} = \begin{bmatrix} -l_{c2} C_2 S_1 & -l_{c2} C_1 S_2 & 0 \\ 0 & l_{c2} C_2 & 0 \\ -l_{c2} C_1 C_2 & l_{c2} \sin(q_1) & 0 \end{bmatrix} \quad (3.31)$$

$$J_{v3} = \begin{bmatrix} -S_1(l_{c3} C_{23} + l_2 C_2) & -C_1(l_{c3} S_{23} + l_2 S_2) & -l_{c3} S_{23} C_1 \\ 0 & l_{c3} C_{23} + l_2 C_2 & l_{c3} C_{23} \\ -C_1(l_{c3} C_{23} + l_2 C_2) & S_1(l_{c3} S_{23} + l_2 S_2) & l_{c3} S_{23} S_1 \end{bmatrix} \quad (3.32)$$

$$I_2 = \begin{bmatrix} I_{2xx} & 0 & 0 \\ 0 & I_{2yy} & 0 \\ 0 & 0 & I_{2zz} \end{bmatrix} \quad (3.33)$$

$$I_3 = \begin{bmatrix} I_{3xx} & 0 & 0 \\ 0 & I_{3yy} & 0 \\ 0 & 0 & I_{3zz} \end{bmatrix} \quad (3.34)$$

Por lo tanto, a partir de las ecuaciones (3.28)-(3.34) la matriz $M(\mathbf{q})$ queda definida en la ecuación (3.35).

$$M(\mathbf{q}) = \begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} \end{bmatrix} \quad (3.35)$$

sus componentes son:

$$\begin{aligned} m_{11} &= (I_{1xx} - l_{c2}^2 m_1) S_2^2 + (I_{1yy} + l_2^2 m_2) C_2^2 + I_{2xx} S_{23}^2 + (I_{2yy} + l_{c3}^2 m_2) C_{23}^2 \\ &\quad + 2l_2 l_{c3} m_2 C_2 C_{23} + l_{c2}^2 m_1 \\ m_{12} &= 0 \\ m_{13} &= 0 \\ m_{21} &= 0 \\ m_{22} &= l_2^2 m_2 + 2l_2 l_{c3} m_2 C_3 + l_{c3}^2 m_2 + l_{c2}^2 m_1 + I_{1zz} + I_{2zz} \\ m_{23} &= l_2 l_{c3} m_2 C_3 + l_{c3}^2 m_2 + I_{2zz} \\ m_{31} &= 0 \\ m_{32} &= l_2 l_{c3} m_2 C_3 + l_{c3}^2 m_2 + I_{2zz} \\ m_{33} &= l_{c3}^2 m_2 + I_{2zz} \end{aligned}$$

La matriz $C(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$ se puede obtener mediante los símbolos de Christoffel [23]:

$$c_{ijk}(q) = \frac{1}{2} \left[\frac{\partial M_{kj}(q)}{\partial q_i} + \frac{\partial M_{ki}(q)}{\partial q_j} - \frac{\partial M_{ij}(q)}{\partial q_k} \right] \quad (3.36)$$

Los coeficientes de la matriz $C(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$ se pueden determinar partir de la ecuación (3.37).

$$C_{kj}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) = \begin{bmatrix} c_{1jk}(q) \\ \vdots \\ c_{njk}(q) \end{bmatrix}^T \dot{\mathbf{q}} \quad (3.37)$$

Por lo tanto, a partir de las ecuaciones (3.36)-(3.37) la matriz $C(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$ queda definida en la ecuación (3.38).

$$C(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) = \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} \\ c_{21} & c_{22} & c_{23} \\ c_{31} & c_{32} & c_{33} \end{bmatrix} \quad (3.38)$$

sus componentes son:

$$\begin{aligned} c_{11} &= (I_{1xx} - I_{1yy} - l_2^2 m_2 - l_{c2}^2 m_1) C_2 S_2 \dot{q}_2 + (I_{2xx} - I_{2yy} - l_{c3}^2 m_2) C_{23} S_{23} (\dot{q}_2 + \dot{q}_3) \\ &\quad - l_2 l_{c3} m_2 ((C_2 S_{23} + S_2 C_{23}) \dot{q}_2 + S_{23} C_2 \dot{q}_3) \\ c_{12} &= (I_{1xx} - I_{1yy} - l_2^2 m_2 - l_{c2}^2 m_1) C_2 S_2 \dot{q}_1 + (I_{2xx} - I_{2yy} - l_{c3}^2 m_2) C_{23} S_{23} \dot{q}_1 \\ &\quad - l_2 l_{c3} m_2 (C_{23} S_2 + S_{23} C_2) \dot{q}_1 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
c_{13} &= (I_{2xx} - I_{2yy} - l_{c3}^2 m_2) C_{23} S_{23} \dot{q}_1 - l_2 l_{c3} m_2 C_2 S_{23} \dot{q}_1 \\
c_{21} &= (I_{1yy} - I_{1xx} + l_2^2 m_2 + l_{c2}^2 m_1) C_2 S_2 \dot{q}_1 + (I_{2yy} - I_{2xx} + l_{c3}^2 m_2) C_{23} S_{23} \dot{q}_1 \\
&\quad + l_2 l_{c3} m_2 (C_{23} S_2 + S_{23} C_2) \dot{q}_1 \\
c_{22} &= -l_2 l_{c3} m_2 S_3 \dot{q}_3 \\
c_{23} &= -l_2 l_{c3} m_2 S_3 (\dot{q}_2 + \dot{q}_3) \\
c_{31} &= (-I_{2xx} + I_{2yy} + l_{c3}^2 m_2) C_{23} S_{23} \dot{q}_1 + l_2 l_{c3} m_2 C_2 S_{23} \dot{q}_1 \\
c_{32} &= l_2 l_{c3} m_2 S_3 \dot{q}_2 \\
c_{33} &= 0
\end{aligned}$$

El vector de fuerzas y pares gravitacionales esta definido como el gradiente de la energía potencial [1]:

$$\frac{\partial U(\mathbf{q})}{\partial \mathbf{q}} = \mathbf{g}(\mathbf{q}) \quad (3.39)$$

La energía potencial total esta dada por la ecuación (3.40):

$$U(\mathbf{q}) = m_1 g l_{c2} (1 - C_2 S_1) + m_2 g (l_2 + l_3 - s_1 (l_2 C_2) + l_{c3} C_{23}) \quad (3.40)$$

entonces el vector $\mathbf{g}(\mathbf{q})$ queda definido de la siguiente forma:

$$\mathbf{g}(\mathbf{q}) = g \begin{bmatrix} -m_2 l_{c3} C_1 C_{23} - (m_2 l_2 + l_{c2} m_1) C_1 C_2 \\ m_2 l_{c3} S_1 S_{23} + (m_2 l_2 + l_{c2} m_1) S_1 S_2 \\ l_{c3} m_2 S_{23} S_1 \end{bmatrix} \quad (3.41)$$

El código de **Matlab** utilizado para obtener el modelo dinámico, así como el código para para calcular la posición a partir de la cinemática directa e inversa encuentran en el anexo A.

Capítulo 4

Control de movimiento

Una vez que se conoce la cinemática y dinámica el sistema, se procede a proponer una ley de control que permita mover al prototipo siguiendo una trayectoria deseada. Para tal motivo se debe tomar en cuenta que la única articulación en la que se utiliza un actuador es q_3 que corresponde a los movimientos de flexión-extensión del codo. Entonces, la ley de control se diseñará específicamente para que q_3 siga una trayectoria deseada.

Otros aspectos importantes para seleccionar la ley de control adecuada es que el exoesqueleto será utilizado por un rango de personas cuyo peso y estatura varía, además, el usuario podrá manipular objetos, esto conlleva a que exista una incertidumbre en los parámetros del modelo dinámico y por lo tanto se consideren desconocidos. Por otra parte, el usuario podrá mover libremente la articulación del hombro; por lo cual, para detectar las posiciones, velocidades y aceleraciones de las articulaciones q_1 y q_2 referentes a los movimientos de flexión-extensión y aducción-abducción del hombro, se hace uso de una unidad de medición inercial.

En base a lo anterior se propone aplicar un control de tipo PD con compensación adaptable [10], cuya principal característica es que permite resolver el problema de control de movimiento cuando existe incertidumbre en los parámetros del modelo dinámico.

4.1. Parametrización del modelo dinámico

Al utilizar una ley de control adaptable es necesario aplicar la propiedad de linealidad en los parámetros del modelo dinámico [11] de tal forma que este se pueda expresar como el producto de una matriz de regresión compuesta por funciones no lineales (dependientes de la posición, velocidad, aceleración angular) y un vector de parámetros constantes dependiente de masas, momentos de inercia, y distancias a centros de masa tal como se muestra en la ecuación (4.1).

$$M(\mathbf{q}, \boldsymbol{\theta})\mathbf{u} + C(\mathbf{q}, \boldsymbol{\omega}, \boldsymbol{\theta})\mathbf{v} + g(\mathbf{q}, \boldsymbol{\theta}) = \Phi\boldsymbol{\theta} \quad (4.1)$$

Donde $\boldsymbol{\theta} \in \mathbb{R}^m$ es el vector de parámetros desconocidos, $\Phi \in \mathbb{R}^{n \times m}$ representa una matriz de funciones no lineales, $\mathbf{u} = \ddot{\mathbf{q}}$, y $\mathbf{v} = \boldsymbol{\omega} = \dot{\mathbf{q}}$.

La parametrización del modelo dinámico se muestra en la ecuación (4.2)

$$\boldsymbol{\tau} = \Phi \boldsymbol{\theta} \quad (4.2)$$

$$\boldsymbol{\theta} = \begin{bmatrix} \theta_1 \\ \theta_2 \\ \theta_3 \\ \theta_4 \\ \theta_5 \\ \theta_6 \\ \theta_7 \\ \theta_8 \\ \theta_9 \\ \theta_{10} \\ \theta_{11} \\ \theta_{12} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} I_{1x} \\ I_{2x} \\ I_{1y} \\ I_{2y} \\ l_2^2 m_2 \\ l_2 l_{c3} m_2 \\ l_{c3}^2 m_2 \\ l_{c2}^2 m_1 \\ I_{1z} \\ I_{2z} \\ l_2 m_2 + l_{c2} m_1 \\ l_{c3} m_2 \end{bmatrix}$$

$$\Phi = \begin{bmatrix} \phi_{11} & \phi_{12} & \phi_{13} & \phi_{14} & \phi_{15} & \phi_{16} & \phi_{17} & \phi_{18} & \phi_{19} & \phi_{110} & \phi_{111} & \phi_{112} \\ \phi_{21} & \phi_{22} & \phi_{23} & \phi_{24} & \phi_{25} & \phi_{26} & \phi_{27} & \phi_{28} & \phi_{29} & \phi_{210} & \phi_{211} & \phi_{212} \\ \phi_{31} & \phi_{32} & \phi_{33} & \phi_{34} & \phi_{35} & \phi_{36} & \phi_{37} & \phi_{38} & \phi_{39} & \phi_{310} & \phi_{311} & \phi_{312} \end{bmatrix}$$

$$\begin{aligned} \phi_{11} &= u_1 S_2^2 + C_2 S_2 (v_1 \omega_2 + v_2 \omega_1) \\ \phi_{12} &= u_1 S_{23}^2 + C_{23} S_{23} (v_1 \omega_2 + v_2 \omega_1 + v_1 \omega_3 + v_3 \omega_1) \\ \phi_{13} &= u_1 C_2^2 - C_2 S_2 (v_1 \omega_2 + v_2 \omega_1) \\ \phi_{14} &= u_1 C_{23}^2 - C_{23} S_{23} (v_1 \omega_2 + v_2 \omega_1 + v_1 \omega_3 + v_3 \omega_1) \\ \phi_{15} &= u_1 C_2^2 - C_2 S_2 (v_1 \omega_2 + v_2 \omega_1) \\ \phi_{16} &= 2v_1 C_{23} C_2 - S_{2q_2+q_3} (v_1 \omega_2 + v_2 \omega_1) - S_{23} C_2 (v_1 \omega_3 + v_3 \omega_1) \\ \phi_{17} &= u_1 C_{23}^2 - C_{23} S_{23} (v_1 \omega_2 + v_2 \omega_1 + v_1 \omega_3 + v_3 \omega_1) \\ \phi_{18} &= -u_1 (S_2^2 - 1) - C_2 S_2 (v_1 \omega_2 + v_2 \omega_1) \\ \phi_{19} &= 0 \\ \phi_{110} &= 0 \\ \phi_{111} &= -C_1 C_2 g \\ \phi_{112} &= -C_1 C_{23} g \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \phi_{21} &= -v_1 \omega_1 C_2 S_2 \\ \phi_{22} &= -v_1 \omega_1 C_{23} S_{23} \\ \phi_{23} &= v_1 \omega_1 C_2 S_2 \\ \phi_{24} &= v_1 \omega_1 C_{23} S_{23} \\ \phi_{25} &= u_2 + v_1 \omega_1 C_2 S_2 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
\phi_{26} &= C_3(2u_2 + u_3) - S_3(v_2\omega_3 + v_3\omega_2 + v_3\omega_3) + v_1\omega_1 S_{2q_2+q_3} \\
\phi_{27} &= u_2 + u_3 + v_1\omega_1 C_{23} S_{23} \\
\phi_{28} &= u_2 + v_1\omega_1 C_2 S_2 \\
\phi_{29} &= u_2 \\
\phi_{210} &= u_2 + u_3 \\
\phi_{211} &= g S_1 S_2 \\
\phi_{212} &= g S_1 S_{23} \\
\\
\phi_{31} &= 0 \\
\phi_{32} &= -v_1\omega_1 S_{23} C_{23} \\
\phi_{33} &= 0 \\
\phi_{34} &= v_1\omega_1 S_{23} C_{23} \\
\phi_{35} &= 0 \\
\phi_{36} &= u_2 C_3 + v_2\omega_2 S_3 + v_1\omega_1 S_{23} C_2 \\
\phi_{37} &= u_2 + u_3 + v_1\omega_1 S_{23} C_{23} \\
\phi_{38} &= 0 \\
\phi_{39} &= 0 \\
\phi_{310} &= u_2 + u_3 \\
\phi_{311} &= 0 \\
\phi_{312} &= S_1 S_{23} g
\end{aligned}$$

$$\mathbf{u} = \begin{bmatrix} \ddot{q}_1 \\ \ddot{q}_2 \\ \ddot{q}_3 \end{bmatrix} \quad \boldsymbol{\omega} = \mathbf{v} = \begin{bmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 \\ \dot{q}_3 \end{bmatrix}$$

Para el caso específico de la articulación que corresponde a la flexión-extensión del codo, la parametrización se muestra en la ecuación (4.3).

$$\begin{aligned}
\tau_3 = \Phi\theta &= \begin{bmatrix} \Phi_1 & \Phi_2 & \Phi_3 & \Phi_4 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \theta_1 \\ \theta_2 \\ \theta_3 \\ \theta_4 \end{bmatrix} \\
\theta &= \begin{bmatrix} \theta_1 \\ \theta_2 \\ \theta_3 \\ \theta_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} I_{2zz} + l_{c3}^2 m_2 \\ l_2 l_{c3} m_2 \\ I_{2yy} - I_{2xx} + l_{c3}^2 m_2 \\ l_{c3} m_2 \end{bmatrix} \\
\Phi &= \begin{bmatrix} \phi_1 \\ \phi_2 \\ \phi_3 \\ \phi_4 \end{bmatrix}^T = \begin{bmatrix} u_2 + u_3 \\ u_2 C_3 + \omega_1^2 S_{23} C_2 + \omega_2^2 S_3 \\ \omega_1^2 C_{23} S_{23} \\ S_1 S_{23} g \end{bmatrix}^T
\end{aligned} \tag{4.3}$$

4.2. Diseño de la ley de control

Una vez finalizada la parametrización del modelo dinámico se procede a diseñar la ley de control. De forma general, el control PD con compensación adaptable junto con su parametrización se define en las ecuaciones (4.4) y (4.5).

$$\boldsymbol{\tau} = K_p \tilde{\mathbf{q}} + K_v \dot{\tilde{\mathbf{q}}} + M(\mathbf{q}, \hat{\boldsymbol{\theta}})[\ddot{\mathbf{q}}_d + \Lambda \dot{\tilde{\mathbf{q}}}] + C(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \hat{\boldsymbol{\theta}})[\dot{\mathbf{q}}_d + \Lambda \tilde{\mathbf{q}}] + \mathbf{g}(\mathbf{q}, \hat{\boldsymbol{\theta}}) \quad (4.4)$$

$$\boldsymbol{\tau} = K_p \tilde{\mathbf{q}} + K_v \dot{\tilde{\mathbf{q}}} + \Phi \boldsymbol{\theta} \quad (4.5)$$

Para el caso en el que se desea controlar el sistema completo, la matriz Φ corresponde a la obtenida en la ecuación (4.2), mientras que los vectores $\mathbf{u}$, $\mathbf{v}$ y $\boldsymbol{\omega}$ quedan definidos en las ecuaciones (4.6)-(4.8).

$$\mathbf{u} = \ddot{\mathbf{q}}_d + \Lambda \dot{\tilde{\mathbf{q}}} = \begin{bmatrix} u_1 \\ u_2 \\ u_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \ddot{q}_{d1} + \lambda_{11}\dot{\tilde{q}}_1 + \lambda_{12}\dot{\tilde{q}}_2 + \lambda_{13}\dot{\tilde{q}}_3 \\ \ddot{q}_{d2} + \lambda_{21}\dot{\tilde{q}}_1 + \lambda_{22}\dot{\tilde{q}}_2 + \lambda_{23}\dot{\tilde{q}}_3 \\ \ddot{q}_{d3} + \lambda_{31}\dot{\tilde{q}}_1 + \lambda_{32}\dot{\tilde{q}}_2 + \lambda_{33}\dot{\tilde{q}}_3 \end{bmatrix} \quad (4.6)$$

$$\mathbf{v} = \dot{\mathbf{q}}_d + \Lambda \tilde{\mathbf{q}} = \begin{bmatrix} v_1 \\ v_2 \\ v_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{q}_{d1} + \lambda_{11}\tilde{q}_1 + \lambda_{12}\tilde{q}_2 + \lambda_{13}\tilde{q}_3 \\ \dot{q}_{d2} + \lambda_{21}\tilde{q}_1 + \lambda_{22}\tilde{q}_2 + \lambda_{23}\tilde{q}_3 \\ \dot{q}_{d3} + \lambda_{31}\tilde{q}_1 + \lambda_{32}\tilde{q}_2 + \lambda_{33}\tilde{q}_3 \end{bmatrix} \quad (4.7)$$

$$\boldsymbol{\omega} = \dot{\mathbf{q}} = \begin{bmatrix} \omega_1 \\ \omega_2 \\ \omega_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 \\ \dot{q}_3 \end{bmatrix} \quad (4.8)$$

Mientras que el vector de parámetros adaptables $\hat{\boldsymbol{\theta}}$ se describe en la ecuación (4.9).

$$\hat{\boldsymbol{\theta}}(t) = \Gamma \int_0^t \Phi^T[\dot{\tilde{\mathbf{q}}} + \Lambda \tilde{\mathbf{q}}] ds + \hat{\boldsymbol{\theta}}(0) \quad (4.9)$$

Donde la matriz de ganancias adaptables $\Gamma \in \mathbb{R}^{12 \times 12}$ es definida positiva.

Para el caso en el que solo se desea controlar a la articulación del codo, la matriz Φ corresponde a la obtenida en la ecuación 4.3, mientras que los vectores $\mathbf{u}$, $\mathbf{v}$ y $\boldsymbol{\omega}$ quedan definidos en las ecuaciones (4.10)-(4.12)

$$\mathbf{u} = \begin{bmatrix} u_1 \\ u_2 \\ u_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \ddot{q}_1 & \ddot{q}_2 \\ \ddot{q}_{d3} + \lambda \dot{\tilde{q}}_3 \end{bmatrix} \quad (4.10)$$

$$\mathbf{v} = \begin{bmatrix} v_1 \\ v_2 \\ v_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 \\ \dot{q}_{d3} + \lambda_{31}\tilde{q}_3 \end{bmatrix} \quad (4.11)$$

$$\boldsymbol{\omega} = \dot{\mathbf{q}} = \begin{bmatrix} \omega_1 \\ \omega_2 \\ \omega_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 \\ \dot{q}_3 \end{bmatrix} \quad (4.12)$$

Mientras que el vector de parámetros adaptables $\hat{\theta}$ se describe en la ecuación (4.13).

$$\hat{\theta}(t) = \Gamma \int_0^t \Phi^T[\dot{\tilde{q}}_3 + \Lambda \tilde{q}_3] ds + \hat{\theta}(0) \quad (4.13)$$

Donde la matriz de ganancias adaptables $\Gamma \in \mathbb{R}^{4 \times 4}$ es definida positiva.

4.3. Trayectoria deseada

La trayectoria deseada consiste en una rutina de movimiento de cuatro posiciones que abarcan la mayor parte del rango de movimiento de cada articulación. Esta rutina de movimiento se muestra en la Figura 4.1. El movimiento de las articulaciones q_1 , q_2 y q_3 se representa por medio de las ecuaciones (4.14)-(4.22).

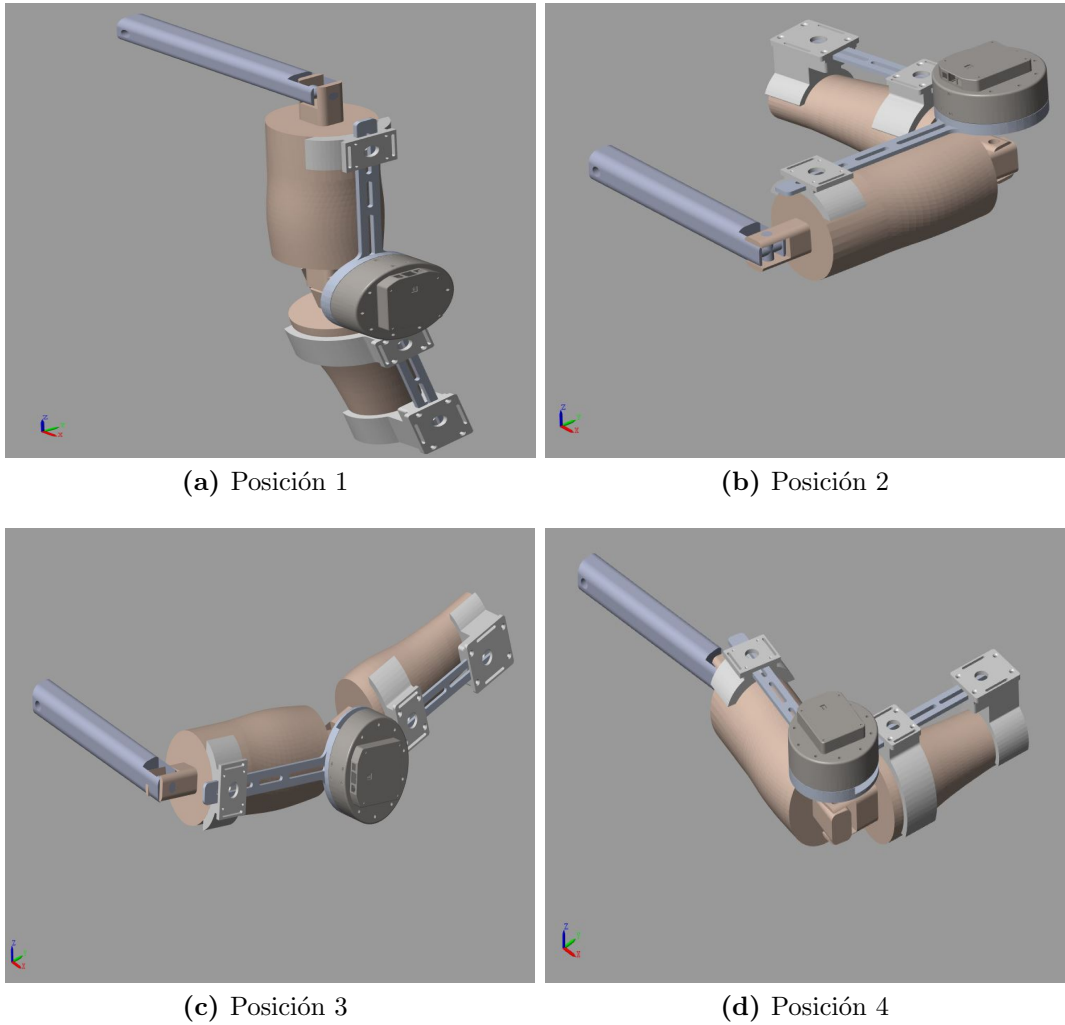


Figura 4.1: Rutina de movimiento

$$q_{d1} = (55(\cos(w_1 t) + 1) - 20)\pi/180 \quad (4.14)$$

$$\dot{q}_{d1} = 55(-\sin(w_1 t)w_1)\pi/180 \quad (4.15)$$

$$\ddot{q}_{d1} = 55(-\cos(w_1 t)w_1^2)\pi/180 \quad (4.16)$$

$$q_{d2} = (55\sin(w_2 t + 1.78044\pi) + 35)\pi/180 \quad (4.17)$$

$$\dot{q}_{d2} = (55\cos(w_2 t + 1.78044\pi)w_2)\pi/180 \quad (4.18)$$

$$\ddot{q}_{d2} = (-55\sin(w_2 t + 1.78044\pi)w_2^2)\pi/180 \quad (4.19)$$

$$q_{d3} = (50(1 - \cos(w_3 t)) + 15)\pi/180 \quad (4.20)$$

$$\dot{q}_{d3} = 50(\sin(w_3 t)w_3)\pi/180 \quad (4.21)$$

$$\ddot{q}_{d3} = 50(\cos(w_3 t)w_3^2)\pi/180 \quad (4.22)$$

4.4. Simulación

Para la etapa de simulación se empleó el entorno *Simulink* el cual es una herramienta incluida en *MATLAB* para el modelado, simulación y análisis de sistemas dinámicos mediante diagramas de bloques.

En la Figura 4.2 se muestra el diagrama a bloques que representa al exoesqueleto, la extremidad superior del usuario y la ley de control en lazo cerrado. En el bloque 1 se encuentran las ecuaciones que representan las posiciones, velocidades y aceleraciones para cada articulación, en el bloque 2 se encuentra la ley de control PD con compensación adaptable, en bloque 3 se realiza el cálculo del vector de parámetros adaptables $\hat{\theta}$, por último, la retroalimentación se obtiene del bloque 4, que es donde encuentra el modelo dinámico del sistema; este bloque fue creado en *Simscape*.

Simscape es una herramienta para crear modelos de sistemas físicos dentro del entorno de *Simulink* mediante su representación en diagrama de bloques. *Simscape*, además permite Importar ensamblajes desde software CAD y añade soporte para la simulación del sistema físico en 3D. En las Figuras 4.3 y 4.4 se muestra el diagrama a bloques con el que se representa al exoesqueleto junto con la extremidad superior del usuario, así como el modelo 3D resultante.

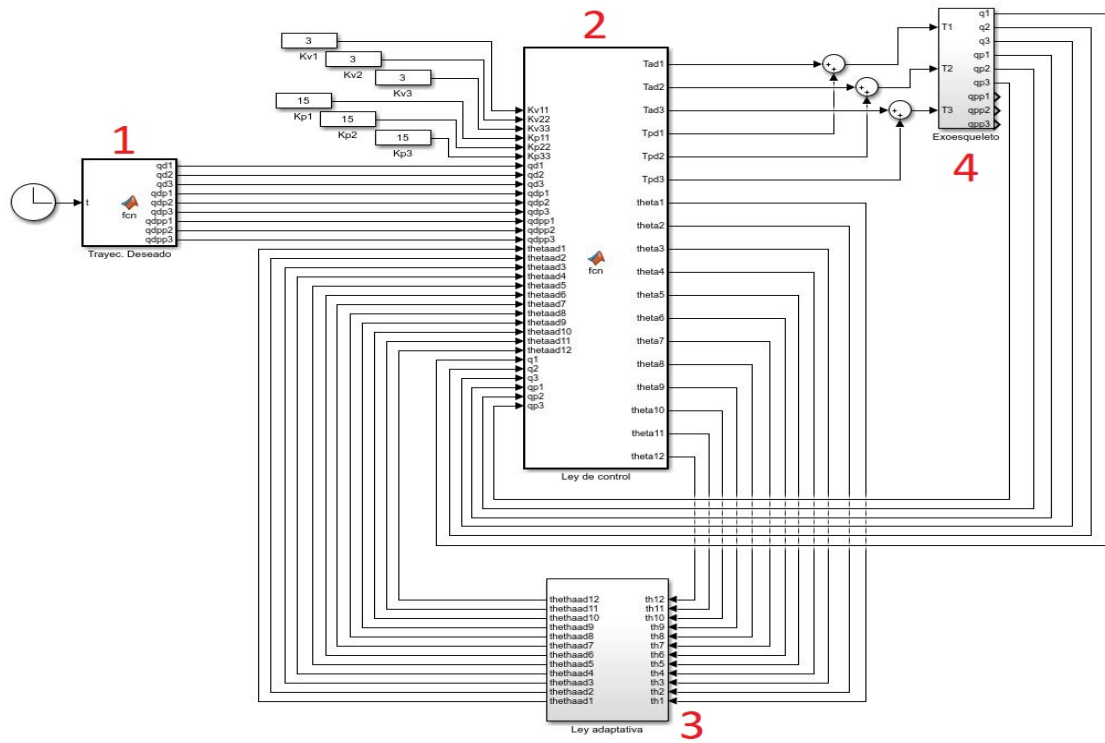


Figura 4.2: Implementación en *Simulink* del sistema en lazo cerrado

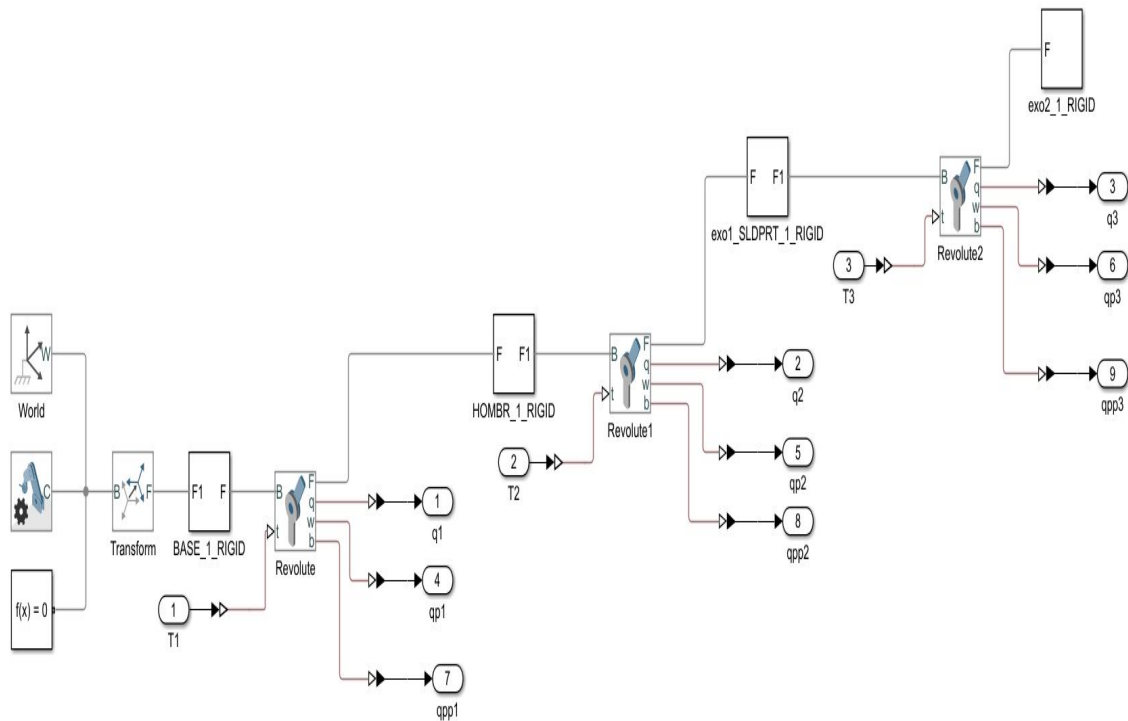


Figura 4.3: Representación en diagrama a bloques del exoesqueleto junto con la extremidad superior del usuario (desarrollado en Simscape)

$$\hat{\theta} = \begin{bmatrix} \theta_1 \\ \theta_2 \\ \theta_3 \\ \theta_4 \\ \theta_5 \\ \theta_6 \\ \theta_7 \\ \theta_8 \\ \theta_9 \\ \theta_{10} \\ \theta_{11} \\ \theta_{12} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} I_{1x} \\ I_{2x} \\ I_{1y} \\ I_{2y} \\ l_2^2 m_2 \\ l_2 l_{c3} m_2 \\ l_{c3}^2 m_2 \\ l_{c2}^2 m_1 \\ I_{1z} \\ I_{2z} \\ l_2 m_2 + l_c m_1 \\ l_c m_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.176 \\ 0.2654 \\ 0.4279 \\ 0.434 \\ 0.09145 \\ 0.115 \\ 0.05114 \\ 0.113 \\ 0.235 \\ 0.3485 \\ 0.8348 \\ 0.1779 \end{bmatrix} \quad (4.26)$$

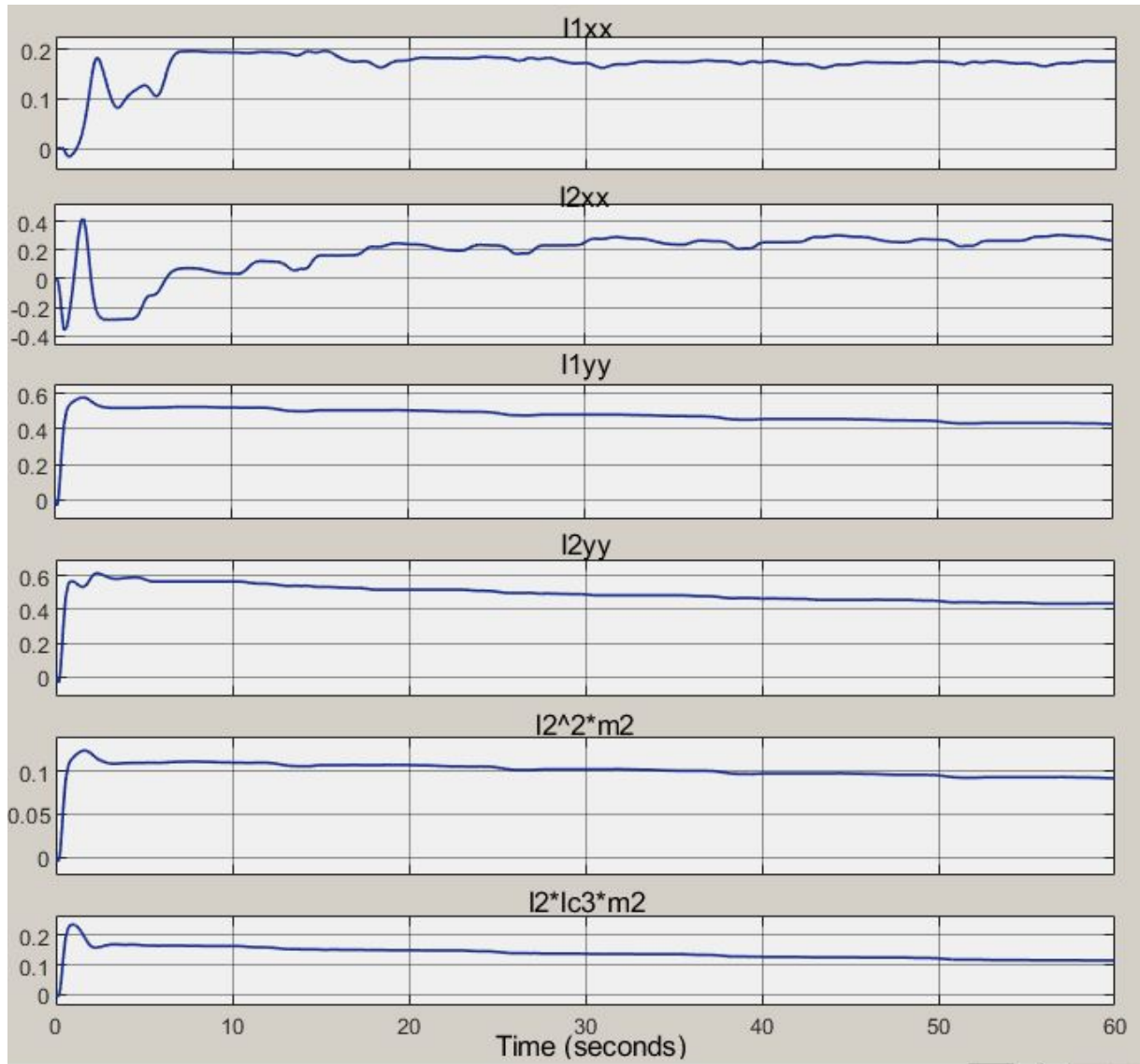


Figura 4.5: Parámetros estimados θ_1 a θ_6 .

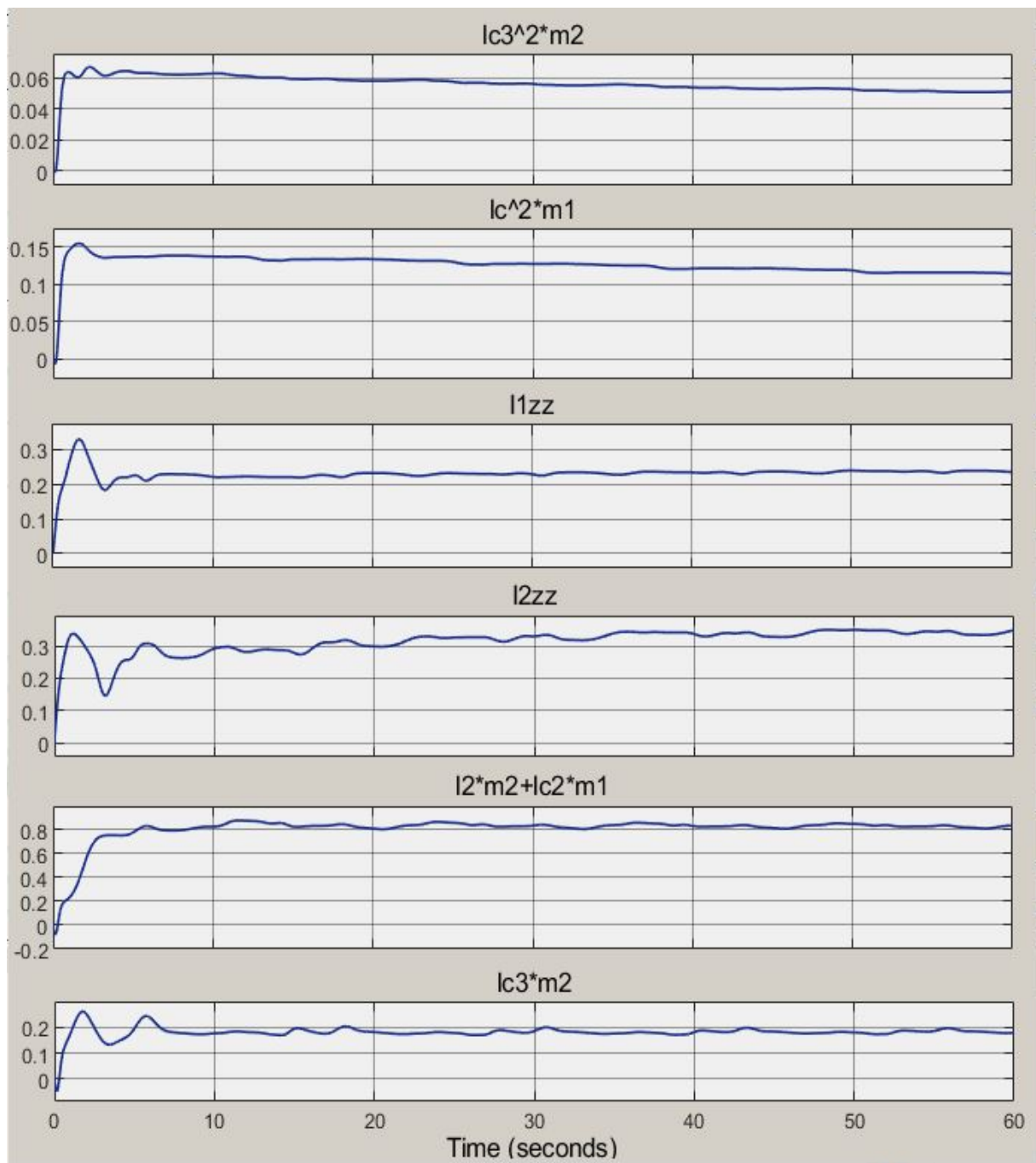


Figura 4.6: Parámetros estimados θ_7 a θ_{12} .

Al analizar las imágenes se puede notar que conforme $t \rightarrow \infty$, el vector de parámetros adaptables $\hat{\theta}$ converge a un valor.

En la Figura 4.7 se muestra el error de posición para cada una de las articulaciones, se puede que el error $[\tilde{q}_1 \ \tilde{q}_2 \ \tilde{q}_3] \rightarrow [0 \ 0 \ 0]$ conforme $t \rightarrow \infty$.

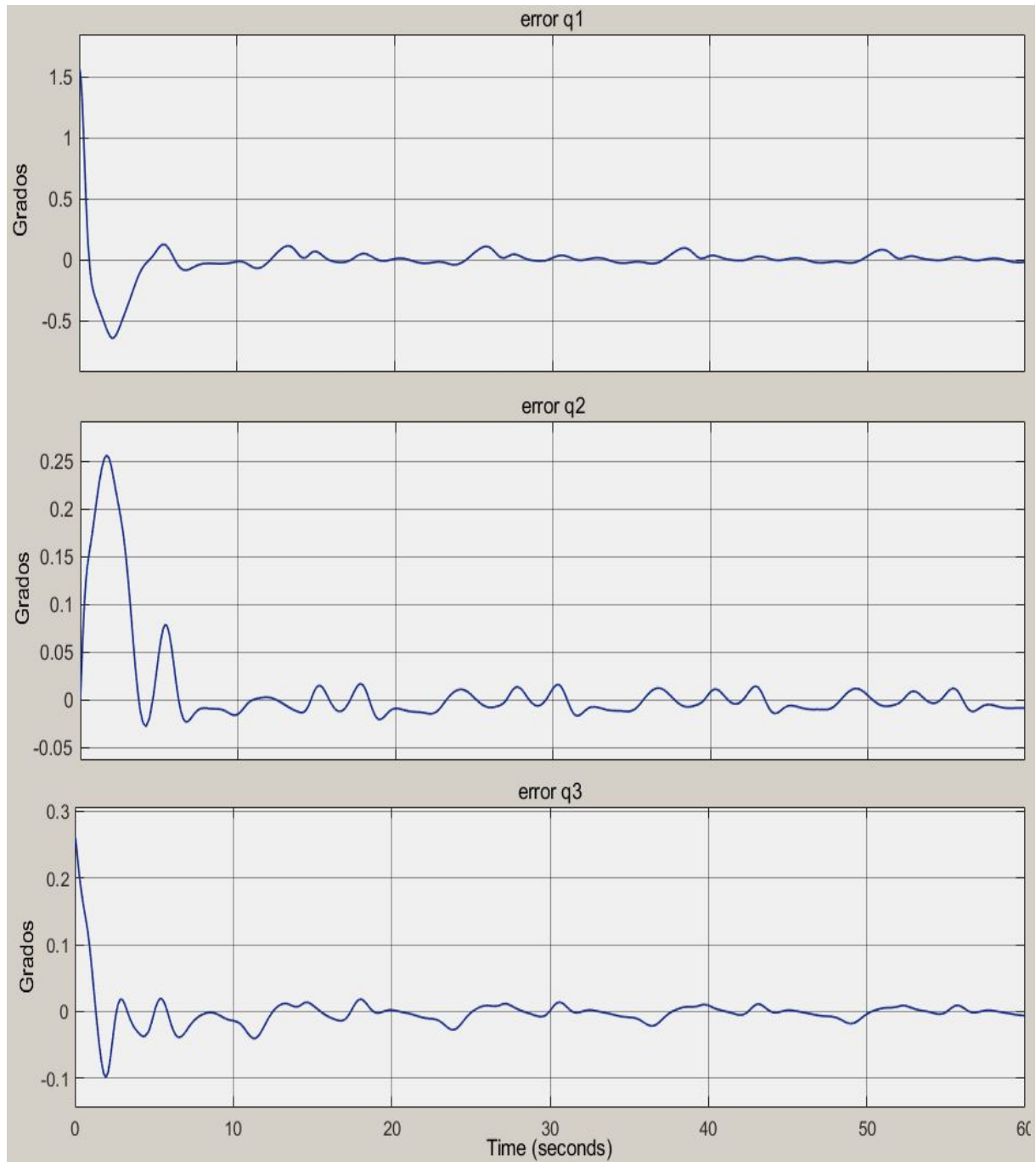


Figura 4.7: Error de posición de las articulaciones q_1 , q_2 y q_3 .

En las Figuras 4.8, 4.9 y 4.10 se muestra el torque suministrado a cada articulación, con fines de análisis el torque se dividió en dos componentes dos componentes: el torque proporcionado por la parte proporcional derivativa y el torque suministrado por la compensación adaptable. se puede notar que la contribución del torque PD disminuye conforme $t \rightarrow \infty$.

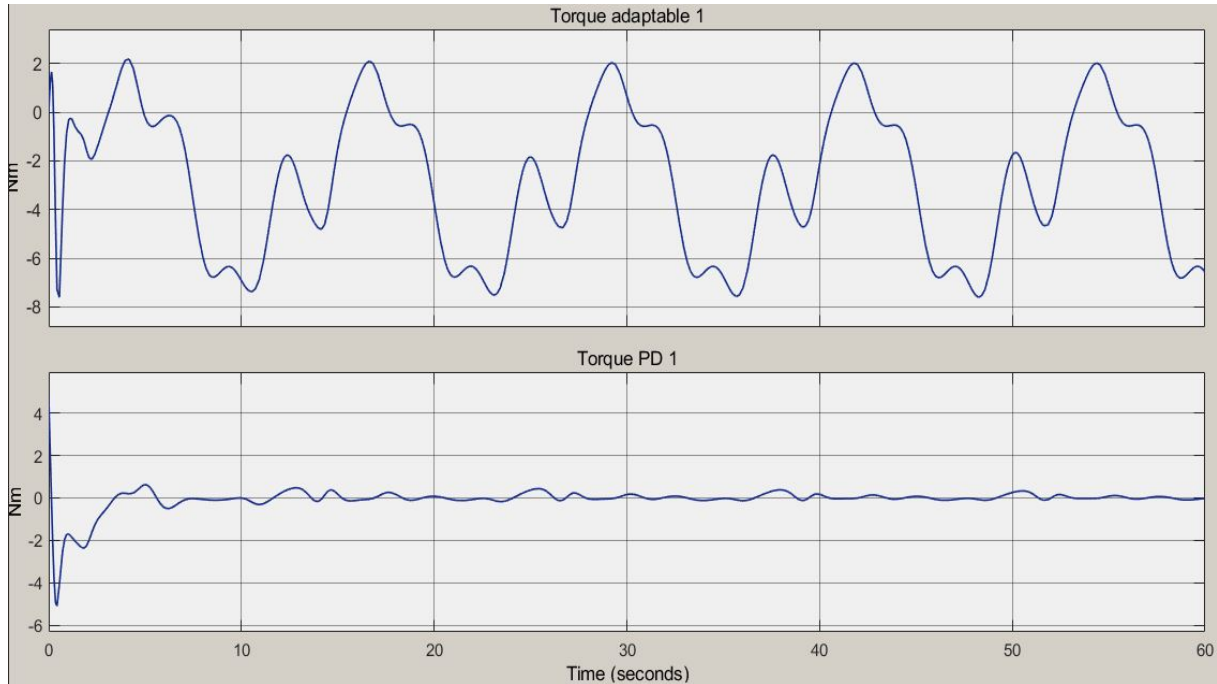


Figura 4.8: Torque de articulación 1.

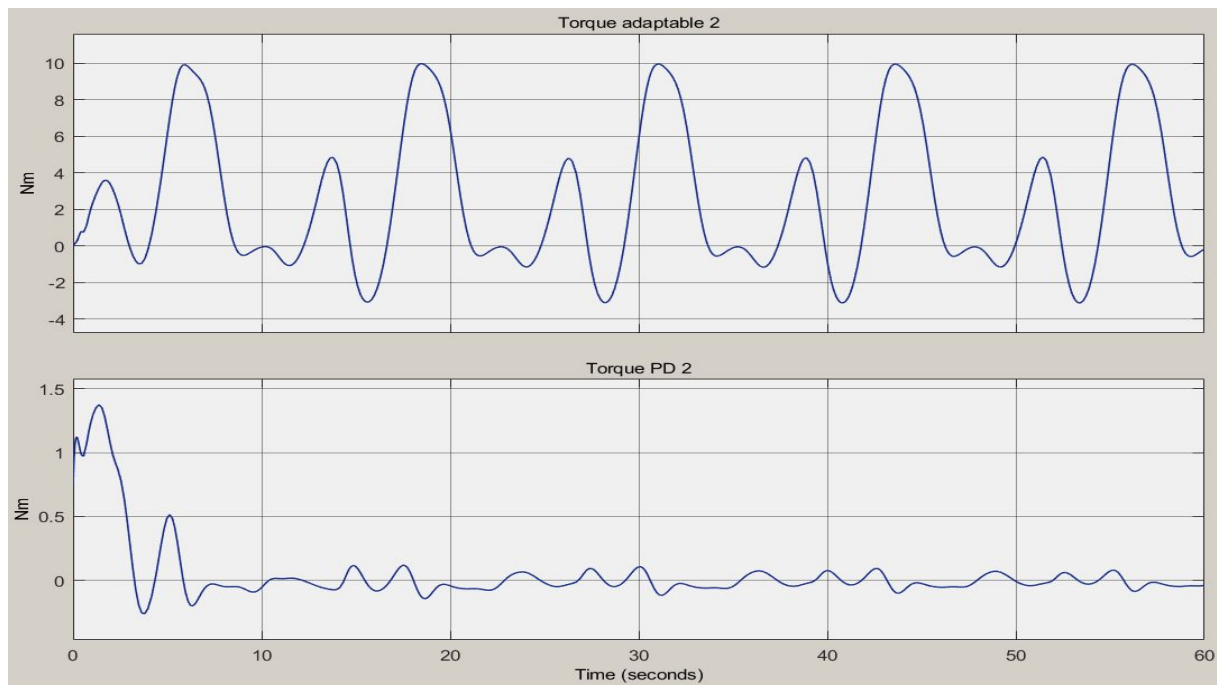


Figura 4.9: Torque de articulación 2.

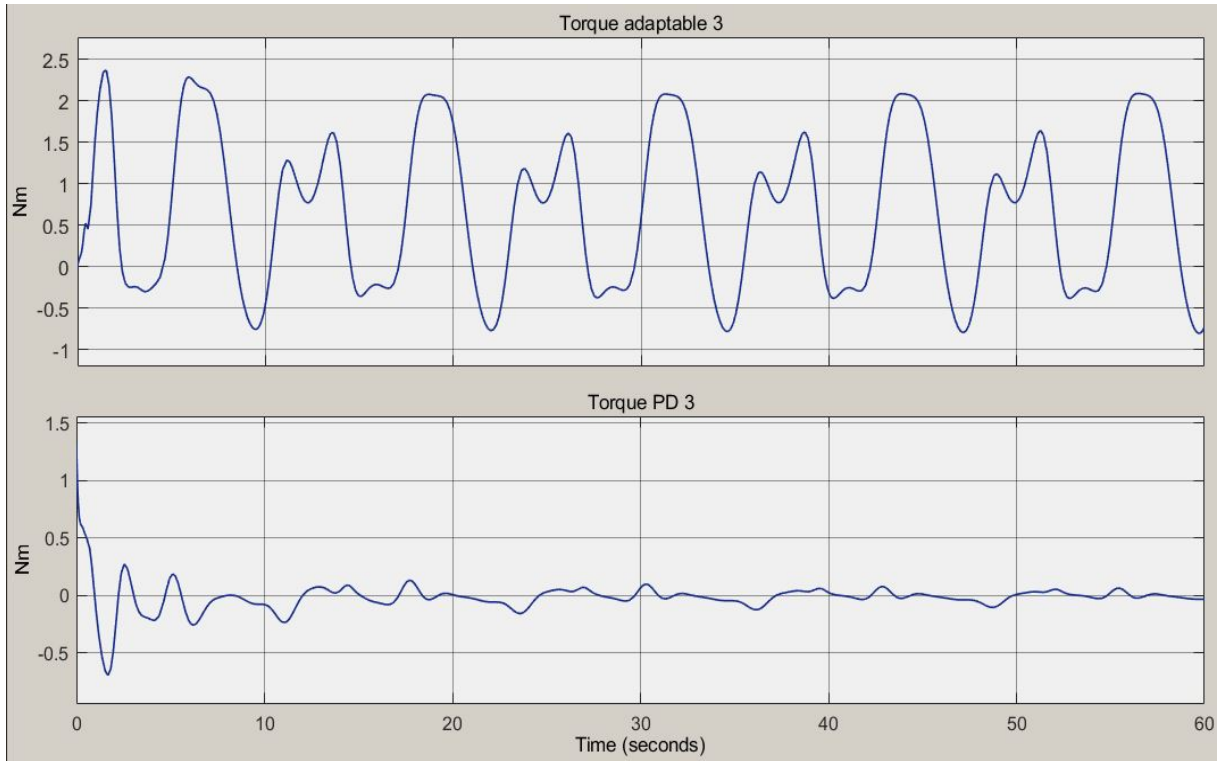


Figura 4.10: Torque de articulación 3.

4.4.2. Análisis de resultados

Al analizar los resultados se puede notar que el objetivo de control de movimiento se cumple, pues conforme $t \rightarrow \infty$, el vector de parámetros adaptables $\hat{\theta}$ converge a un valor, a su vez el error $\tilde{\mathbf{q}} \rightarrow \mathbf{0}$. Esto conlleva que el torque suministrado por la parte integral derivativa disminuya gradualmente; mientras que el torque suministrado por la parte adaptable se mantenga y presente un comportamiento oscilatorio ocasionado por la trayectoria deseada, pues las ecuaciones que la describen, son funciones sinusoidales.

4.4.3. Simulación 2: Control de movimiento para la articulación del codo

Para la segunda simulación se considera que sólo la articulación del codo se encuentra en lazo cerrado por lo que se hará uso de las ecuaciones (4.10)-(4.13). Las ganancias k_p , k_v y Γ se muestran en las ecuaciones (4.27)-(4.29); Al igual que en la primer simulación, los valores de las ganancias se obtuvieron de forma heurística; en primer lugar, se determinaron las ganancias proporcional y derivativa considerando un lazo de control PD sin compensación, mientras que para la matriz de ganancias adaptables Γ se consideró un valor inicial pequeño.

$$K_p = 50 \quad (4.27)$$

$$K_v = 5 \quad (4.28)$$

$$\Gamma = \begin{bmatrix} 0.1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0.24 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1.3 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0.25 \end{bmatrix} \quad (4.29)$$

Para simular el movimiento de las articulaciones q_1 y q_2 por parte del usuario, se modificó el programa de *simulink* (Figura 4.2) de tal forma que las trayectorias deseadas q_{d1} y q_{d2} se conectan directamente al bloque cuatro que contiene el modelo dinámico del sistema, al hacer esto el software calculará automáticamente las velocidades y aceleraciones de las articulaciones. El tiempo de simulación es de $t = 15s$. La ecuación (4.30) muestra el valor numérico del vector $\hat{\theta}$. La Figura 4.11 muestra los resultados de la estimación de parámetros.

$$\hat{\theta} = \begin{bmatrix} \theta_1 \\ \theta_2 \\ \theta_3 \\ \theta_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} I_{2zz} + l_{c3}^2 m_2 \\ l_2 l_{c3} m_2 \\ I_{2yy} - I_{2xx} + l_{c3}^2 m_2 \\ l_{c3} m_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.2078 \\ 0.0495 \\ 0.0200 \\ 0.2078 \end{bmatrix} \quad (4.30)$$

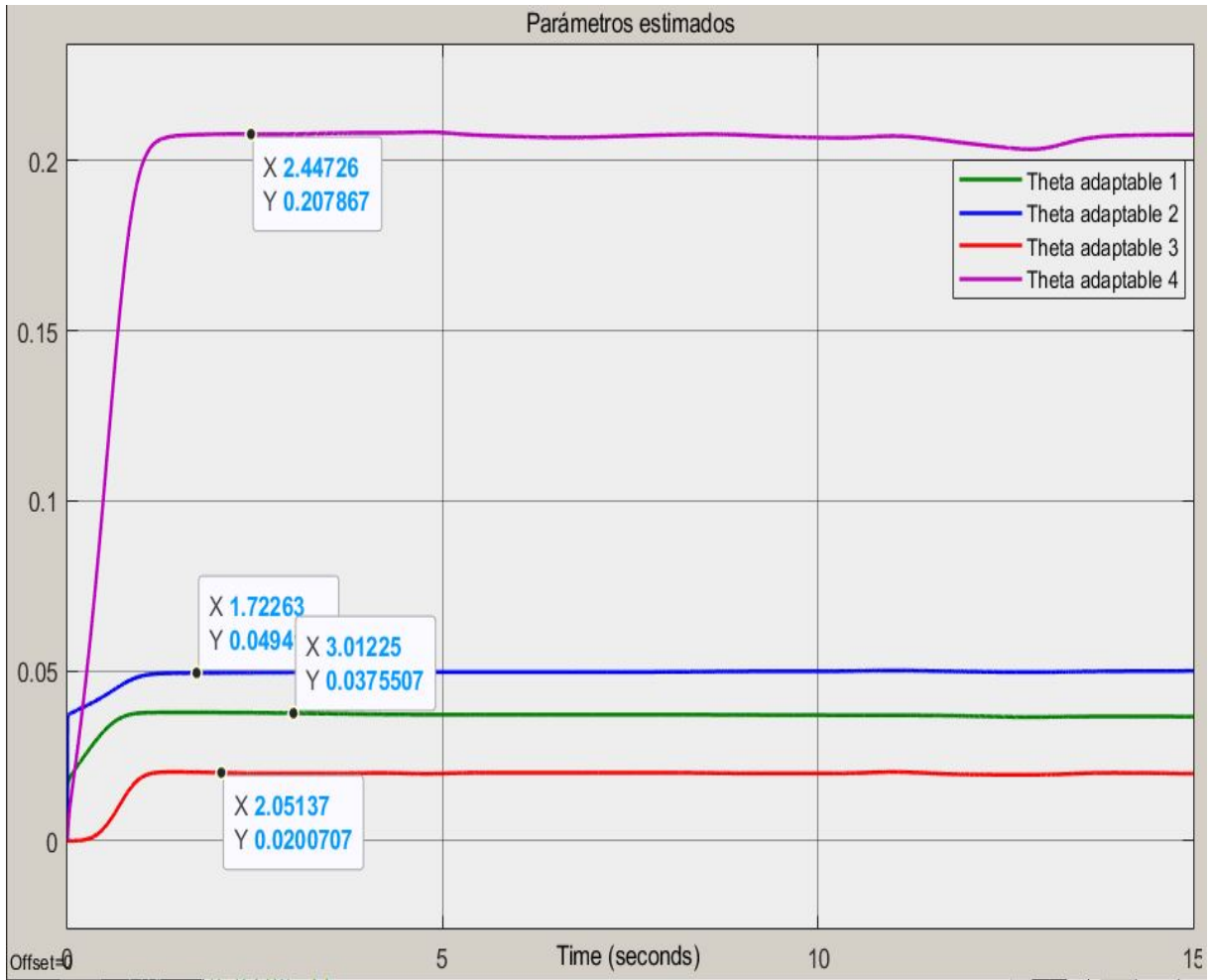


Figura 4.11: Parámetros estimados θ_1 a θ_4 .

En la Figura 4.12 se muestra el error de posición para la articulación q_3 , este presenta un valor máximo de 0.71° el cual es ocasionado por la variación de los parámetros al inicio del proceso de estimación; una vez que los parámetros convergen a un valor el error $\tilde{q}_3 \rightarrow 0$

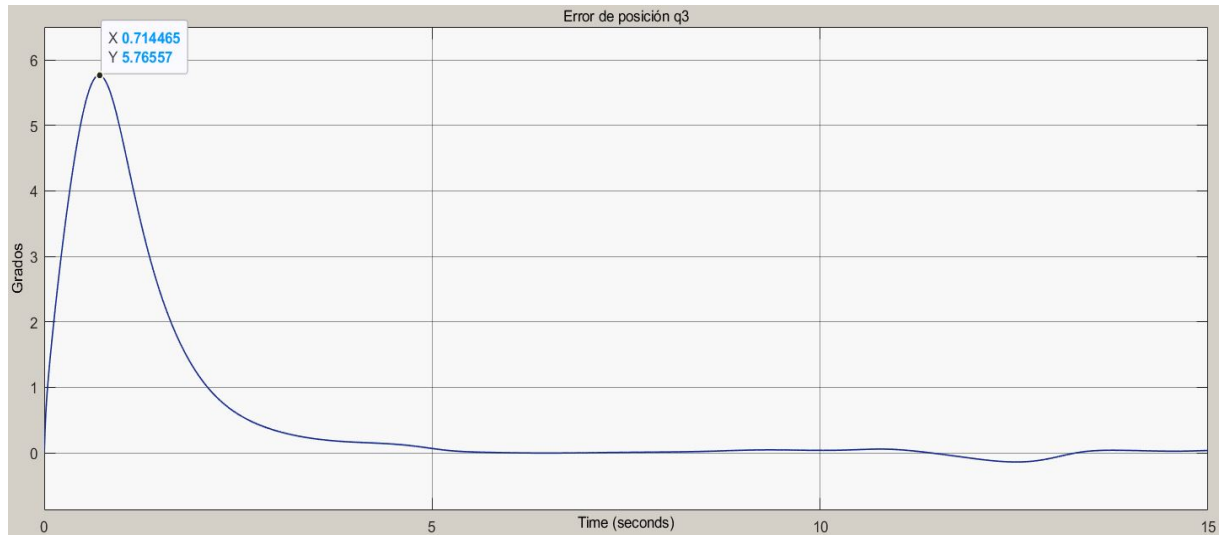


Figura 4.12: Error de posición de la articulación q_3 .

En la Figura 4.13 se muestra el torque suministrado a la articulación del codo, con fines de análisis el torque se dividió dos componentes: el torque proporcionado por la parte proporcional derivativa y el torque suministrado por la compensación adaptable. Se puede notar que el torque suministrado por la componente proporcional derivativa tiene la función de disminuir el error provocado por la variación de los parámetros estimados, una vez que los parámetros convergen el toque suministrado por la componente PD desaparece.

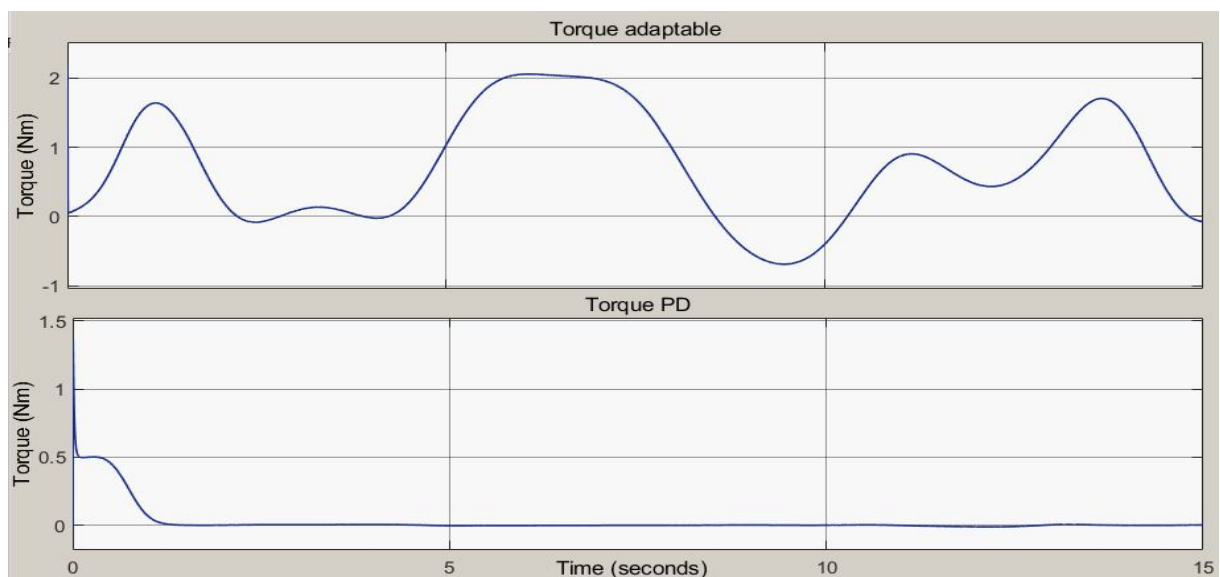


Figura 4.13: Torque aplicado a la articulación del codo.

4.4.4. análisis de resultados

Al aplicar un control PD con compensación adaptable el origen expresado en términos del vector de estados $[\tilde{q}_3, \dot{\tilde{q}}_3] = [0, 0]$ del sistema es asintóticamente estable y por lo tanto se satisface el objetivo de control de forma global. En consecuencia, para cualquier error de posición inicial $\dot{\tilde{q}}_3 \rightarrow 0$ y $\tilde{q}_3 \rightarrow 0$ asintóticamente cuando $t \rightarrow \infty$.

Por medio de la simulación del sistema en lazo cerrado se verificó que, aunque el control PD con compensación adaptable no garantiza la convergencia de los parámetros hacia los valores reales, si garantiza que el error tienda a cero y por lo tanto que el objetivo de control de movimiento se cumpla.

Finalmente, podemos concluir que el esquema de control utilizado es una buena opción para controlar la flexión-extensión de la articulación del codo.

Capítulo 5

Construcción del prototipo

El trabajo realizado en capítulos anteriores proporciona la información suficiente para la construcción del exoesqueleto. En este capítulo se describe el proceso de construcción del prototipo el cual consiste en el ensamble de las piezas, la caracterización del servomotor y del sensor MPU6050, así como el desarrollo del software en el que se implementará la ley de control.

Por último se muestran los resultados de las pruebas experimentales y se comparan con los resultados obtenidos durante la simulación.

5.1. Estructura mecánica

A partir de la selección de los materiales, cuya descripción se encuentra en el capítulo 2, se manufacturó cada una de las piezas que componen el exoesqueleto. En la Figura 5.1 se muestra el prototipo completamente ensamblado. El diseño permite un rango de movimiento de 100° para la flexión-exención de la articulación del codo, tal como se muestra en la Figura 5.1.

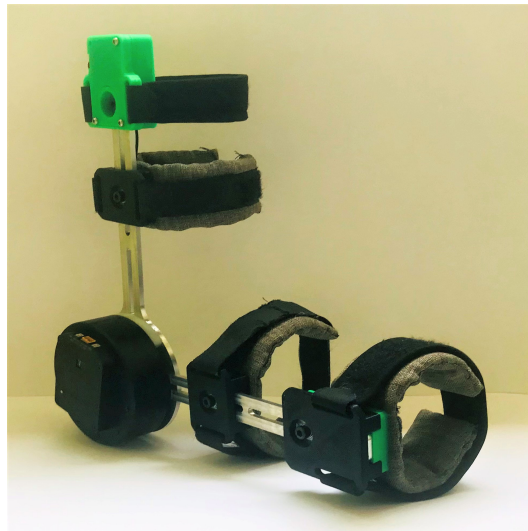


Figura 5.1: Exoesquelto ensamblado

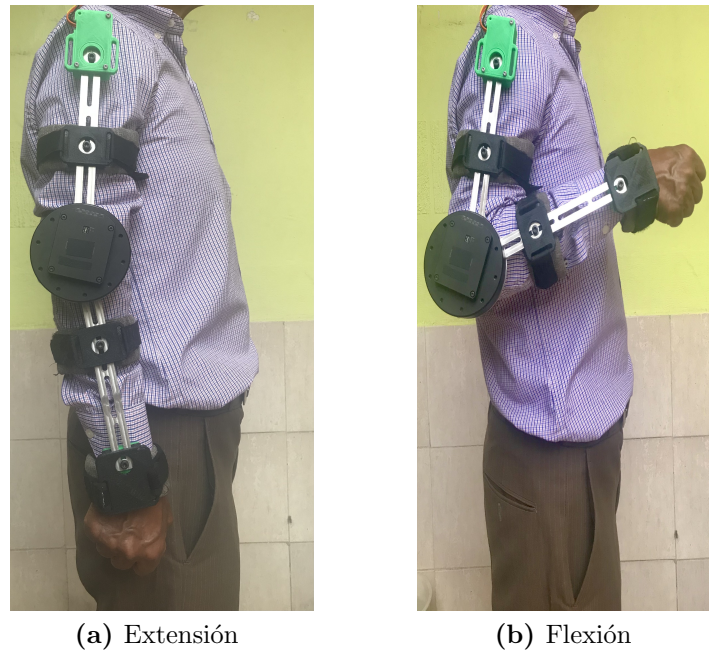


Figura 5.2: Rango de movimiento del prototipo

En el capítulo 2 se obtuvo un valor aproximado para peso de exoesqueleto de $0.992kg$, en la Tabla 5.1 se muestra el peso real de cada pieza. El peso total del exoesqueleto es de $1.058kg$.

Tabla 5.1: Peso real del exoesqueleto

Eslabon brazo	Masa (gr.)	Eslabon antebrazo	Masa (gr.)
Barra brazo	70.5	Barra antebrazo	63.4
Sujetador brazo	68.4	Sujetador antebrazo	76.8
Carcasa MPU6050	51.2	Sujetador muñeca	97.7
Motor	615.3	soporte motor	14.7
Total	805.4	Total	252.6
Total exoesquelto	1058 gr		

A partir de la información presentada en esta sección, se puede concluir que se cumplió con el objetivo de diseñar una estructura mecánica ligera capaz de sujetarse al brazo humano considerando la capacidad de adaptarse a un rango de pacientes con diferentes medidas.

5.2. Estructura de soporte

Para poder llevar a cabo la etapa de pruebas experimentales fue necesario construir una estructura en la que se pudiera colocar el exoesqueleto, la estructura además se debía diseñar con la finalidad de simular un brazo humano así como los tres grados de libertad correspondientes a movimientos de las articulaciones del hombro y codo. El exoesqueleto junto con la estructura se muestran en la Figura 5.3. En la Tabla 5.2 se muestran las medidas de la estructura.

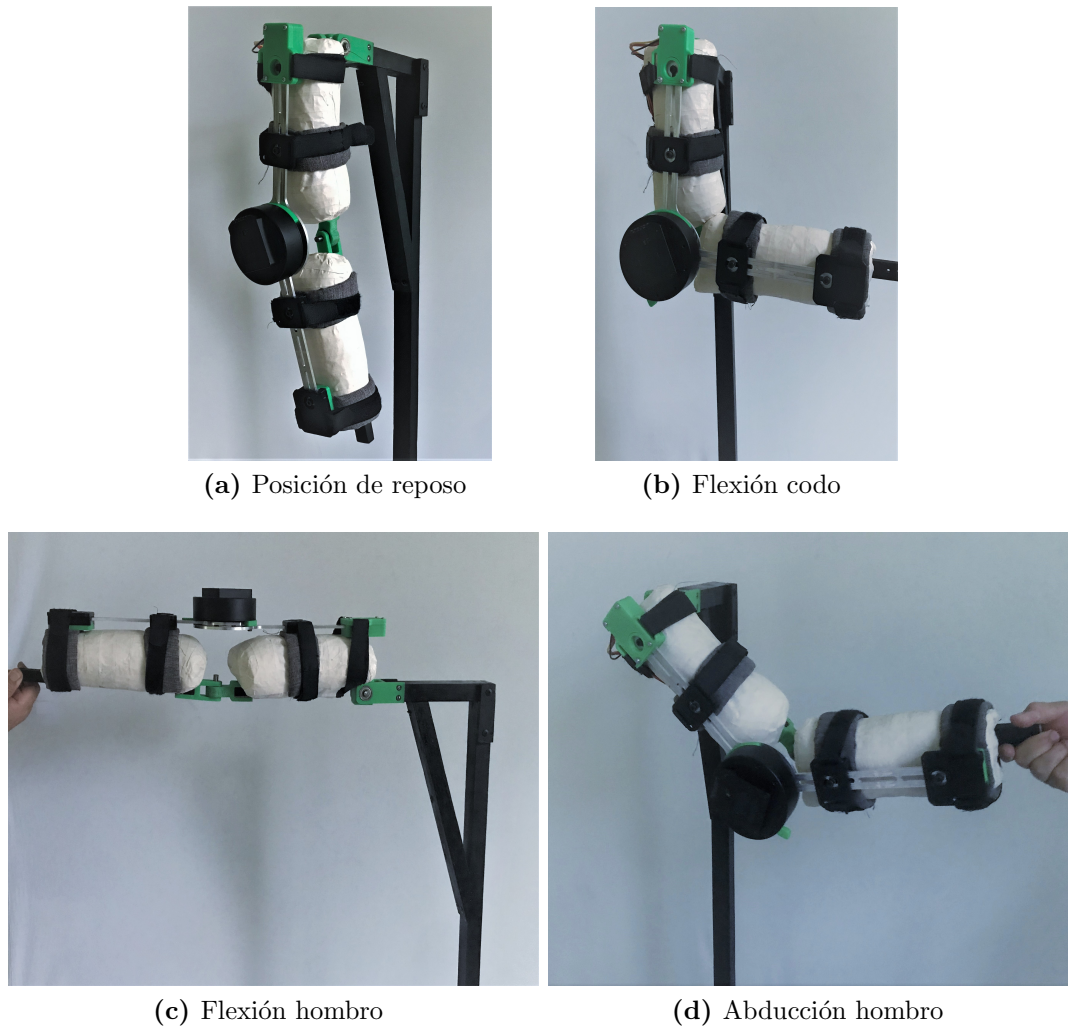


Figura 5.3: Estructura de soporte

Tabla 5.2: Medidas de la estructura de soporte

Eslabón	Longitud (m)	Masa (kg)
Brazo	.28	1.160
Antebrazo	.23	1.110

5.3. Instrumentación

En la Figura 5.4 se muestra el diagrama de conexión de los componentes electrónicos necesarios para la instrumentación del exoesqueleto. El programa principal se desarrolló utilizando el entorno de programación por bloques *Simulink* perteneciente a *MATLAB*. La adquisición de los datos provenientes del sensor MPU6050 y del servomotor se realiza mediante una tarjeta Arduino MEGA2560; por otra parte, la comunicación entre la tarjeta Arduino y *Simulink* se realiza mediante el *paquete de soporte Simulink para hardware arduino*.

El *paquete de soporte de Simulink para hardware Arduino* permite crear y ejecutar modelos de Simulink en placas Arduino. Este paquete incluye una biblioteca de bloques Simulink para configurar y acceder a los sensores, actuadores e interfaces de comunicación de Arduino. También permite monitorear y ajustar de forma interactiva los algoritmos desarrollados en Simulink mientras se ejecutan en Arduino [18].

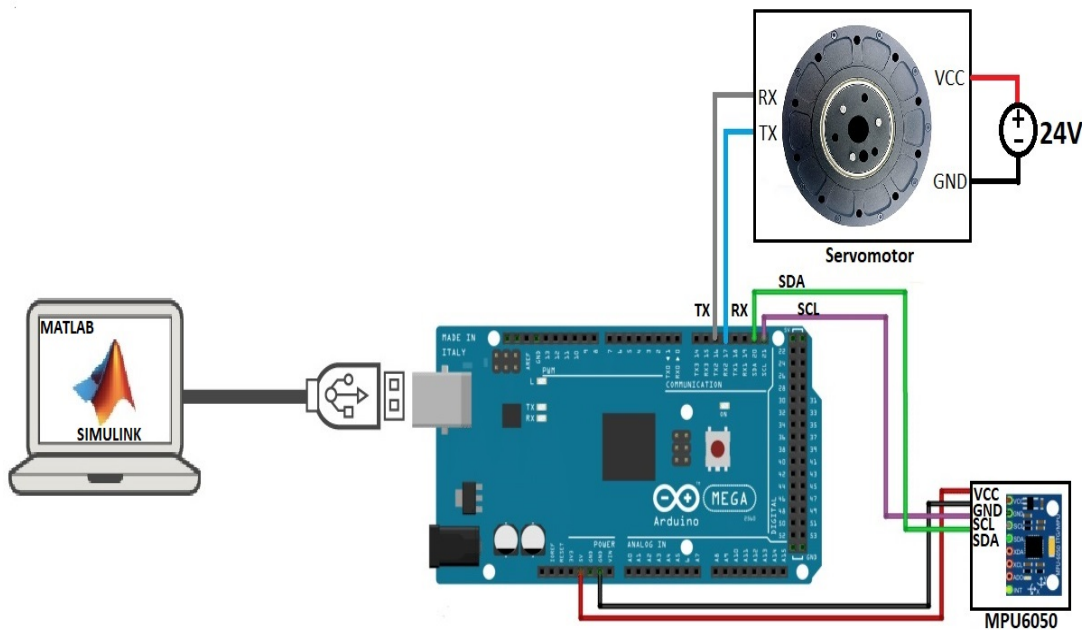


Figura 5.4: Diagrama de conexión

5.3.1. Caracterización del Servomotor

El servomotor es controlado mediante un driver que permite tres modos de operación: torque, velocidad y posición. Para el desarrollo del proyecto se utiliza el modo torque, de esta forma el servomotor se puede utilizar como una fuente de par. La comunicación entre la tarjeta arduino y el driver se lleva a cabo mediante el protocolo UART (Transmisor receptor asíncrono universal).

UART es un protocolo de comunicación serial asíncrona que utiliza tres líneas de conexión: transmisor (Tx), receptor (Rx) y tierra (GND); en este protocolo la comunicación entre dispositivos puede ser en una sola dirección (Simplex), en ambas direcciones pero sólo un dispositivo transmite a la vez (semiduplex) o ambos dispositivos transmitiendo al mismo tiempo (full duplex). En la Figura 5.5 se muestra el diagrama de conexión del protocolo UART [19].

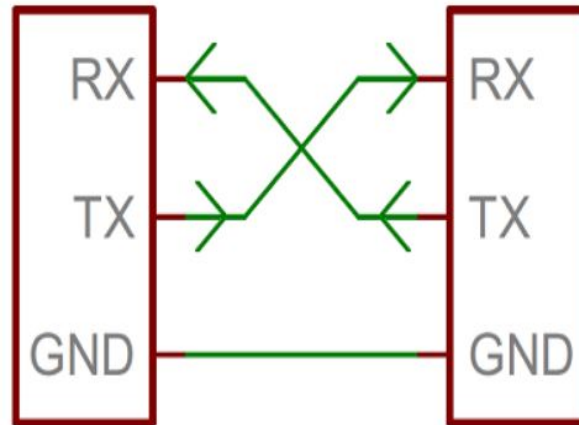


Figura 5.5: Diagrama de conexión UART.

El protocolo UART tiene la característica de carecer de reloj para sincronizar el flujo de datos, esto conlleva a que ambos terminales deben utilizar la misma velocidad de transmisión de datos (Baudrate); las velocidades estándar son: 4800bps, 9600bps, 19200bps, 57600bps y 115200bps. Para una comunicación exitosa, además de tener el mismo baudrate, ambos lados de la conexión UART también deben utilizar los mismos parámetros y estructura de trama de datos. [19]

Para el caso del driver que controla al servomotor, este utiliza una comunicación semiduplex con un baudrate de 115200bps. La estructura de la trama de datos se muestra en la Tabla 5.3; esta se compone de dos partes: Frame command y Frame data.

Tabla 5.3: Estructura de la trama de datos

Tipo	Nombre	Bytes	Descripción
Frame Command	Cabecera	1	0x3E
	Comando	1	Código del comando
	Motor ID	1	ID del motor
	Longitud de datos	1	Longitud de los datos adjuntos al comando (en bytes)
	Command checksum	1	frame command checksum
Frame Data	Datos	0-60	Datos adjuntos al comando
	Date checksum	0-1	Frame date Checksum

Para operar el driver del servomotor en modo torque, la tarjeta arduino debe enviar la trama de datos que se muestra en la Tabla 5.4. Los bytes 5 y 6 forman un entero con signo de 16 bits (int16) y tienen la función de indicar el torque que debe suministrar el servomotor.

Tabla 5.4: Trama de datos para operar el driver en modo torque.

Número de byte	Nombre	Descripción
[0]	Cabecera	0x3E
[1]	Comando	0xA1
[2]	ID	0x01
[3]	Longitud de datos	0x02
[4]	Command checksum	0xE2
[5]	Torque Byte bajo	uint8
[6]	Torque Byte alto	uint8
[7]	Data checksum	[5] ~ [6] Checksum

Una vez que el driver recibe la información, este responde enviando la trama de datos de la Tabla 5.5 a la tarjeta arduino. Los bytes 8 y 9 forman un entero con signo de 16 bits (int16), estos indican la velocidad del motor, la relación es: $1dps/LSB$. Los bytes 10 y 11 forman un entero sin signo de 16 bits (uint16), estos indican la posición del encoder.

Tabla 5.5: Respuesta del driver.

Número de byte	Nombre	Descripción
[0]	Cabecera	0x3E
[1]	Comando	0xA1
[2]	ID	0x01
[3]	Longitud de datos	0x07
[4]	Command checksum	0xE2
[5]	Temperatura	uint8
[6]	Torque Byte bajo	uint8
[7]	Torque Byte alto	uint8
[8]	Velocidad Byte bajo	uint8
[9]	Velocidad Byte alto	uint8
[10]	Encoder Byte bajo	uint8
[11]	Encoder Byte alto	uint8
[12]	Data checksum	[5] ~ [11] Checksum

Para encontrar la relación entre el código enviado al driver y la cantidad de torque suministrada por el servomotor, se utilizó el freno prony que se muestra en la Figura 5.6.



Figura 5.6: Freno prony.

Un freno prony es una estructura en cuya base se fija el motor, a su vez al vástago del motor se le acopla una polea que se encuentra unida a un dinamómetro por medio de una cuerda, de tal forma que esta se encuentre orientada perpendicularmente al eje de giro del motor. Esta configuración permite utilizar la ecuación (5.1) para calcular el torque que suministra el servomotor.

$$\tau_m = r_p m_d g \quad (5.1)$$

Donde r_p es el radio de la polea, en este caso $r = 0.025m$, m_d es la masa medida por el dinamómetro y g es la aceleración gravitacional. los resultados de la caracterización se muestran en la Tabla 5.6. En la Figura 5.7 me muestra la relación entre el código enviado al driver y el torque suministrado por el servomotor. A partir de estos datos se estableció la siguiente relación: $.02Nm/LSB$

Tabla 5.6: Caracterización del motor.

Código driver (DEC)	Masa dinamómetro (kg)	τ (Nm)	Código driver (DEC)	Masa dinamómetro (kg)	τ (Nm)
5	0.320	0.613	55	4.965	1.217
10	0.825	0.202	60	5.020	1.231
15	1.380	0.338	65	5.475	1.342
20	1.645	0.403	70	6.045	1.482
25	2.185	0.535	75	6.520	1.599
30	2.540	0.622	80	6.910	1.694
35	2.995	0.734	85	7.350	1.802
40	3.495	0.857	90	7.910	1.939
45	3.950	0.968	95	8.260	2.025
50	4.345	1.065	100	8.645	2.120

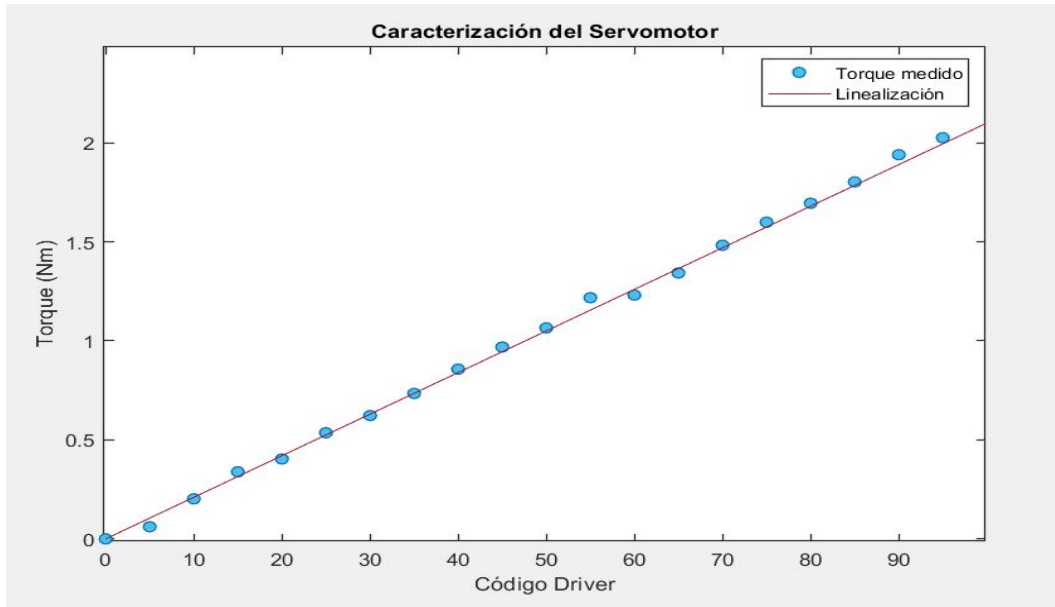


Figura 5.7: Gráfica de la Tabla 5.5.

5.3.2. Sensor MPU6050

El movimiento referente a la abducción-aducción (q_1) y flexión-extension (q_2) del hombro se detecta por medio del sensor MPU6050. Este sensor es una unidad de medición inercial que contiene un acelerómetro de tres ejes y un giroscopio de tres ejes. La comunicación se realiza por medio del protocolo I2C.

I2C es un protocolo de comunicación serial que utiliza dos líneas de conexión llamadas: señal de datos en serie (SDA) y reloj en serie (SCL). La transmisión de datos se realiza por medio paquetes de ocho bites de longitud (un byte) seguido de una señal de reconocimiento (ACK). En una implementación de interfaz I2C generalizada (Figura 5.8), los dispositivos conectados pueden ser un maestro o un esclavo [20].

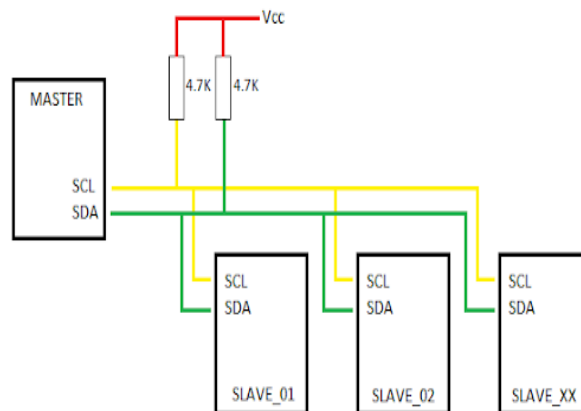


Figura 5.8: Implementación del protocolo I2C.

Para el caso del sensor el MPU6050, este siempre funciona como dispositivo esclavo cuando se comunica con el procesador del sistema, que por lo tanto actúa como maestro. La lectura de la velocidad angular y aceleración de cada eje se realiza por medio de los registros que se muestran en la Tabla 5.7 [21].

Tabla 5.7: Registros MPU6050

Nombre Registro	Addr. (Hex)	Addr. (Dec.)	Bit 7	Bit 6	Bit 5	Bit 4	Bit 3	Bit 2	Bit 1	Bit 0
Accel_Xout_H	3B	59	Accel_Xout [15:8]							
Accel_Xout_L	3C	60	Accel_Xout [7:0]							
Accel_Yout_H	3D	61	Accel_Yout [15:8]							
Accel_Yout_L	3E	62	Accel_Yout [7:0]							
Accel_Zout_H	3F	63	Accel_Zout [15:8]							
Accel_Zout_L	40	64	Accel_Zout [7:0]							
Gyro_Xout_H	43	67	Gyro_Xout [15:8]							
Gyro_Xout_L	44	68	Gyro_Xout [7:0]							
Gyro_Yout_H	45	69	Gyro_Xout [15:8]							
Gyro_Yout_L	46	70	Gyro_Xout [7:0]							
Gyro_Zout_H	47	71	Gyro_Xout [15:8]							
Gyro_Zout_L	48	72	Gyro_Xout [7:0]							

Si se considera que la única aceleración que actúa sobre el sensor es la gravedad; entonces las lecturas que se obtienen del acelerómetro corresponden a los componentes del vector de gravedad, por lo tanto, la posición angular de las articulaciones q_1 y q_2 se pueden calcular a partir de las ecuaciones (5.2)-(5.3). Una desventaja al utilizar este método es que el acelerómetro detecta todas la fuerzas que impulsan al sistema ademas de la gravedad, en consecuencia cada pequeña fuerza ejercida sobre el sistema, perturbará la medición.

$$q_{1acel} = atan(acc_y/acc_z) \quad (5.2)$$

$$q_{2acel} = atan(acc_x/acc_y) \quad (5.3)$$

Otro método para calcular la posición angular de las articulaciones q_1 y q_2 es integrando la velocidad angular obtenida por el giroscopio, como se muestra en las ecuaciones (5.4)-(5.5). Sin embargo conforme $t \rightarrow \infty$ la medición tiene la tendencia a desviarse de la posición de referencia.

$$q_{1gyro} = q_{1gyro0} + \dot{q}_{1gyro}\Delta t \quad (5.4)$$

$$q_{2gyro} = q_{2gyro0} + \dot{q}_{2gyro}\Delta t \quad (5.5)$$

5.3.3. Filtro complementario

El filtro complementario es una técnica para estimar una variable a partir de información proveniente de múltiples fuentes, que contienen datos erróneos y que presentan ruido en diferentes frecuencias [22]. Se compone de un filtro de paso bajo y de un filtro de paso alto. Computacionalmente, el filtro complementario ocupa pocos recursos y es fácil de implementar. En este trabajo se combinan los ángulos calculados por el acelerómetro y el giroscopio. En la Figura 5.9 se muestra la estructura básica del filtro complementario.

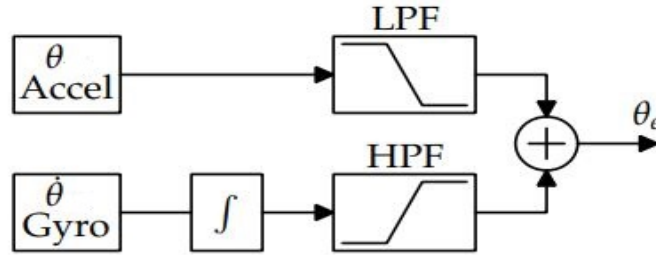


Figura 5.9: Filtro complementario.

La estructura matemática del filtro complementario que se implementó en este trabajo se encuentra en la ecuación (5.6), mientras que su representación en diagrama a bloques se muestra en la Figura 5.10.

$$q = (q_0 + \dot{q}_{gyro}\Delta_t)0.88 + q_{accel}0.12 \quad (5.6)$$

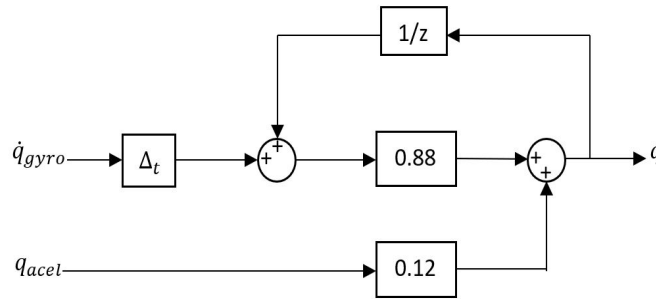
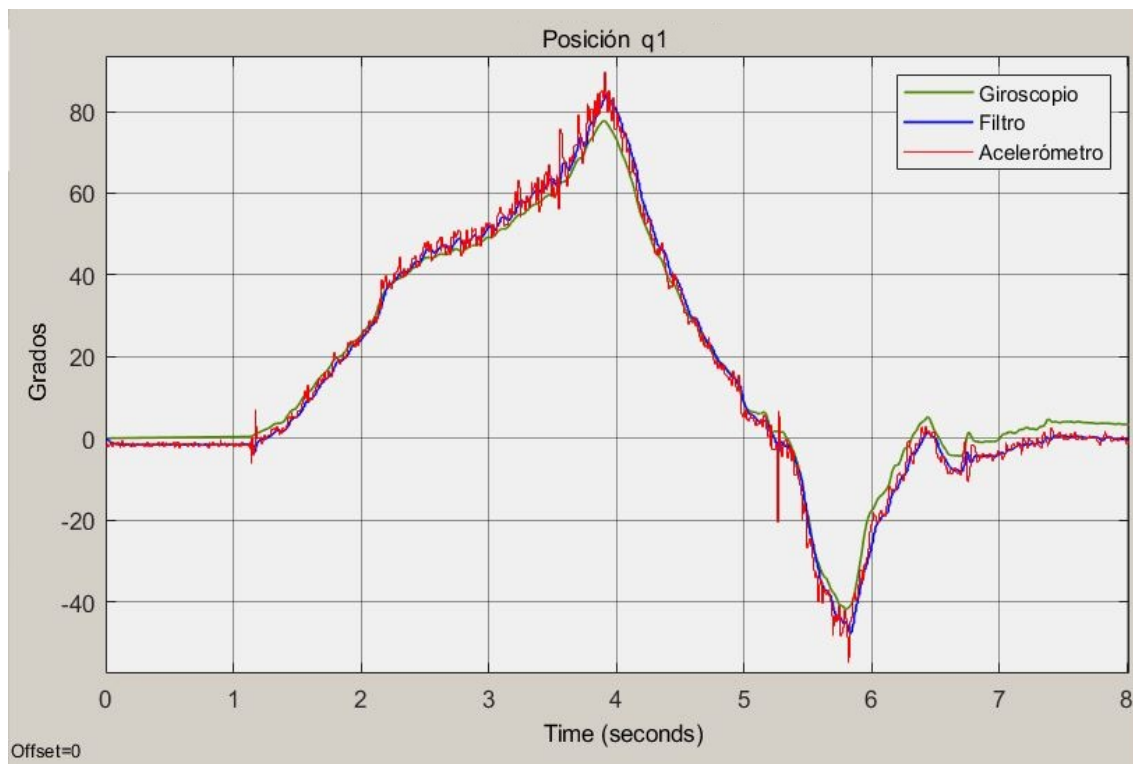
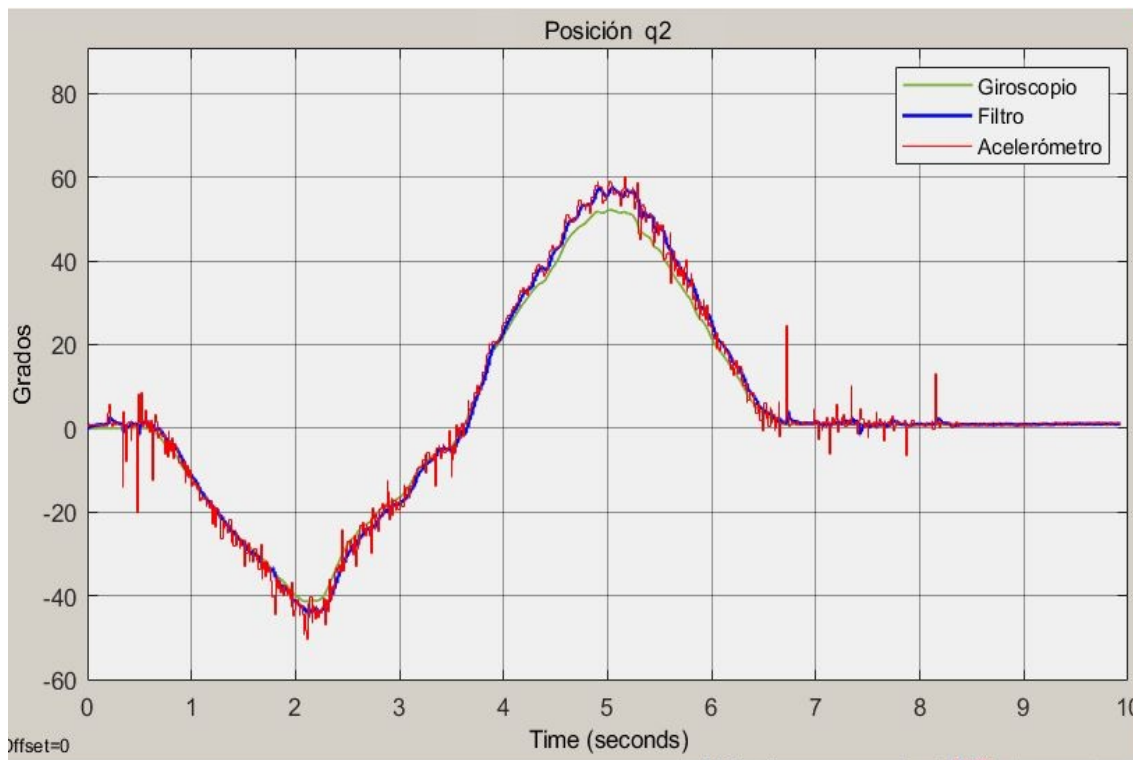


Figura 5.10: Diagrama a bloques del Filtro complementario.

En la Figuras 5.11 y 5.12 se muestran los resultados de la implementación del filtro complementario para estimar la posición angular de las articulaciones q_1 y q_2 . En color rojo representa la señal obtenida por el acelerómetro, se puede observar que esta presenta ruido proveniente de la vibración y de movimientos involuntarios por parte del usuario. Por otro lado, la señal obtenida por el giroscopio que se muestra en color verde, presenta una desviación con respecto al valor inicial que aumenta con el tiempo. La señal resultante del filtro complementario se muestra en color azul; se puede notar que esta señal elimina el ruido y corrige la desviación.

**Figura 5.11:** Posición angular q_1 .**Figura 5.12:** Posición angular q_2 .

5.4. Programa para el control del exoesqueleto

El programa para el control del exoesqueleto se muestra en la Figura 5.13; este se desarrolló en *Simulink*, el cual es un entorno de programación por bloques, perteneciente a *MATLAB*.

En el bloque A se implementó la ley de control PD con compensación adaptable, mientras que el cálculo del vector de parámetros adaptables $\hat{\theta}$ se realiza en el bloque B. Por otra parte, en el bloque D se encuentran las ecuaciones que representan la posición, velocidad y aceleración deseada;

El par calculado en el bloque A ingresa al bloque C, en donde es convertido a un vector de 8 bytes y transmitido hacia el driver del servomotor a través del puerto Tx1 del arduino. La retroalimentación se obtiene por medio de los bloques F y E; en el bloque F se recibe la información proveniente del sensor MPU6050 que corresponde a las pociones, velocidades y aceleraciones de las articulaciones q_1 y q_2 . Mientras que la información relacionada a la posición q_3 y velocidad $\dot{q}_3$ es recibida a través del puerto serial Rx1 del arduino en forma de un vector de 13 Bytes; después son enviadas al bloque E y convertidas a formato *double*.

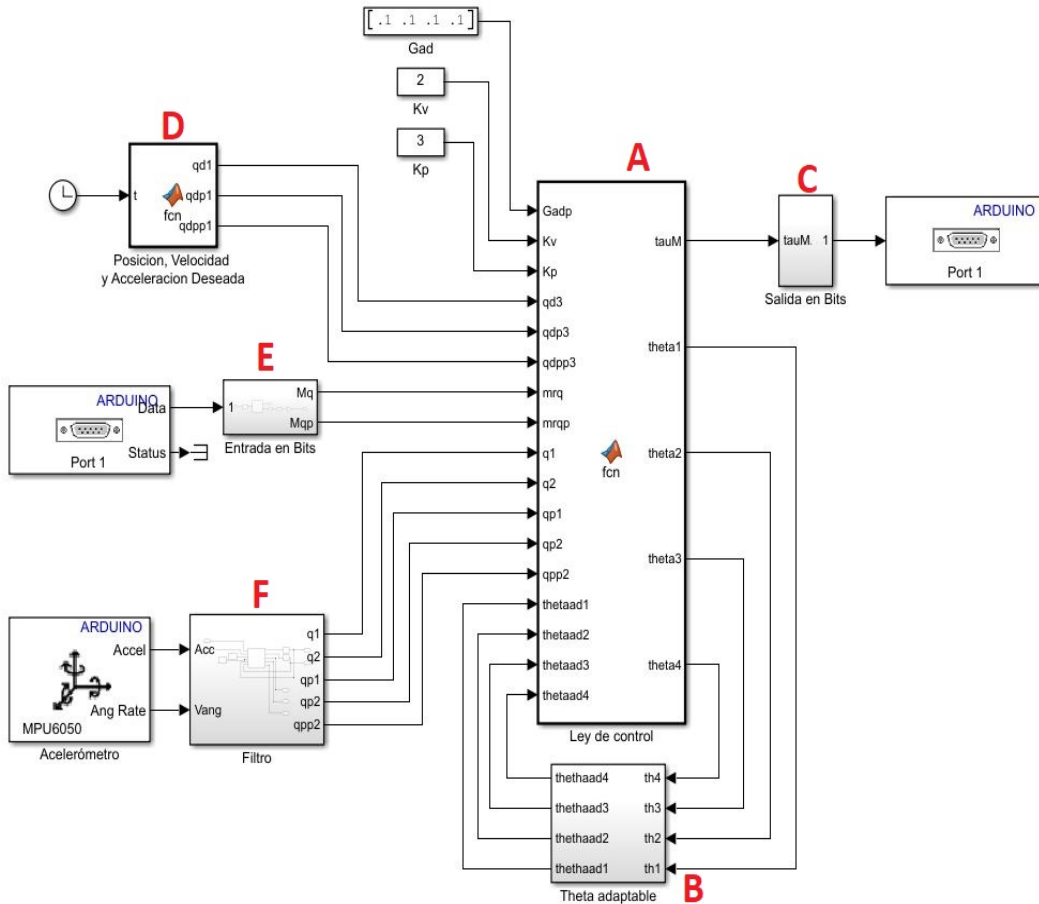


Figura 5.13: Diagrama a bloques del programa.

5.5. Pruebas experimentales

A continuación se muestran los resultados mas relevantes obtenidos durante el proceso de experimentación con el exoesqueleto. Para todos los casos: $q_1 = \pi/2$ y $q_2 = 0$

$$q_{d3} = (27(1 - \cos(w_3t)) + 15)\pi/180 \quad (5.7)$$

$$\dot{q}_{d3} = 27(\sin(w_3t)w_3)\pi/180 \quad (5.8)$$

$$\ddot{q}_{d3} = 27(\cos(w_3t)w_3^2)\pi/180 \quad (5.9)$$

$$(5.10)$$

5.5.1. Prueba número 1:

En las Figuras 5.14-5.18 se muestran los resultados de la prueba experimental número 1. Para este caso: $t = 60s$, $Kp = 3$, $Kv = 2$, $\gamma_1 = .01$ y $\gamma_1 = .05$.

En Figura 5.14 se muestran los resultados de la estimación de parámetros. En este caso sólo el parámetro l_{c3} se mantiene dentro de un rango de valores que varia entre $.057mkg$ y $.0165mkg$, mientras que el parámetro $I_{zz} + l_{c3}^2m_2$ incrementa conforme $t \rightarrow \infty$.

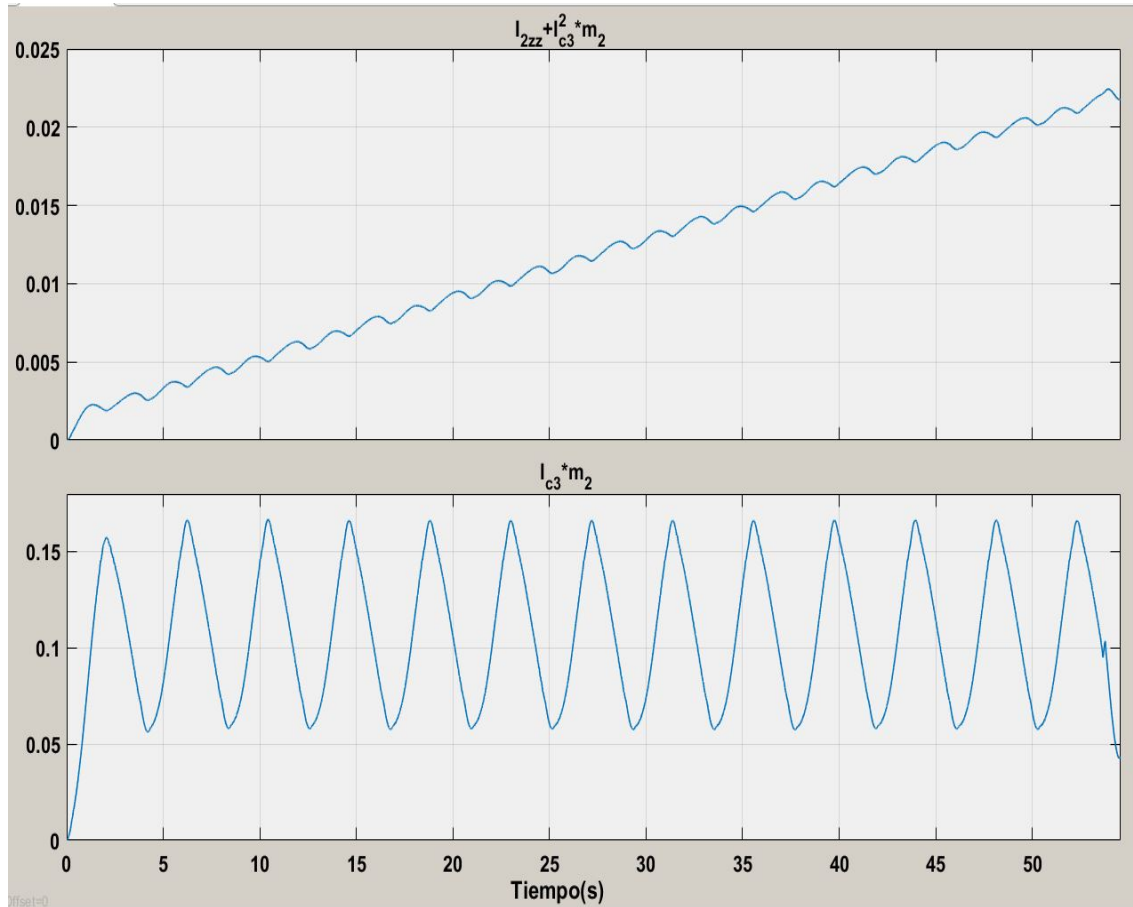


Figura 5.14: Prueba 1: Parámetros estimados.

La Figura 5.15 corresponde al error de posición.

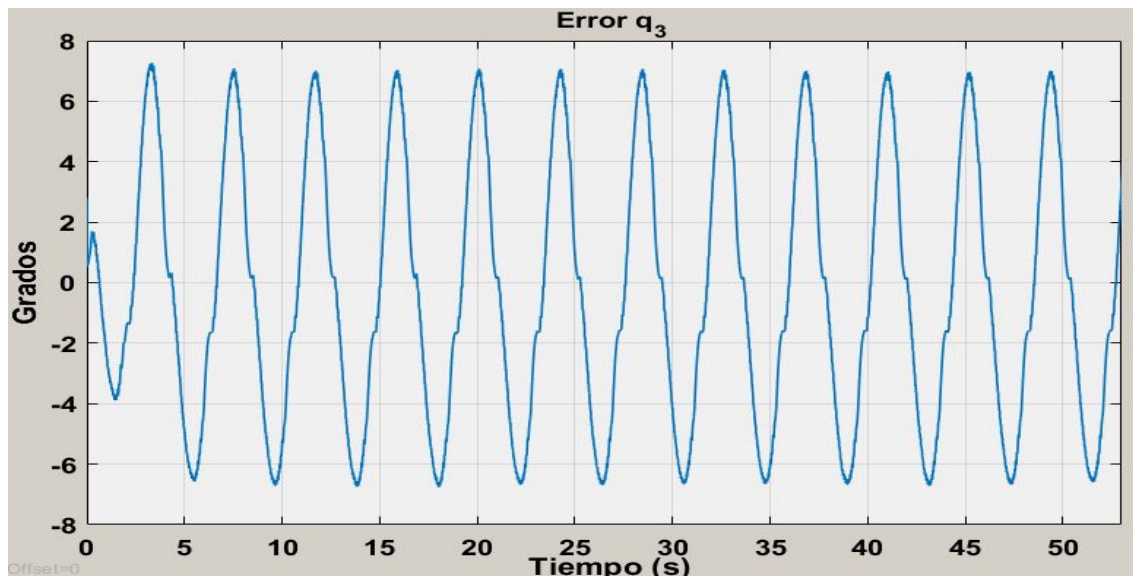


Figura 5.15: Prueba 1: Error articulación codo q_3 .

En la Figura 5.16 se muestra el torque proporcionado por la parte proporcional derivativa así como el torque suministrado por la compensación adaptable.

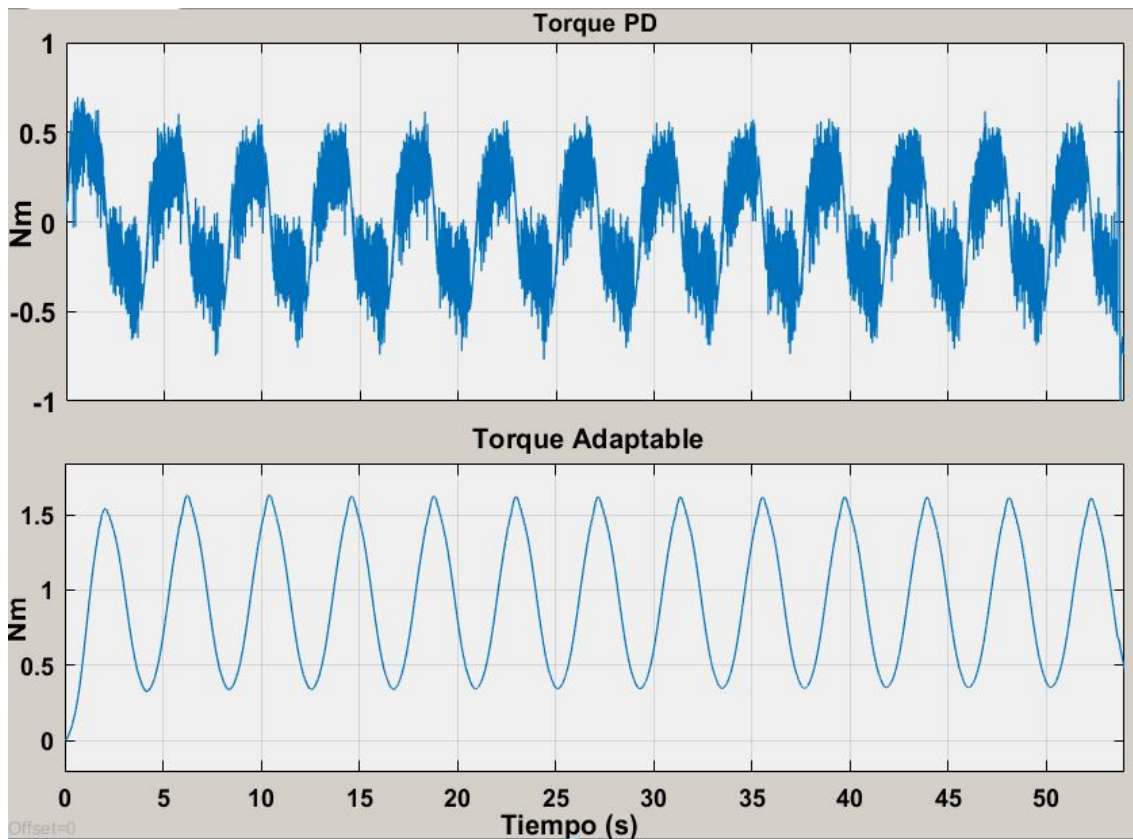


Figura 5.16: Prueba 1: Torque.

5.5.2. Análisis de resultados de la prueba 1

La selección de ganancias adaptables no es la correcta pues uno de los parámetros no se esta estimando, esto provoca que el torque PD presente una gran cantidad de ruido pues está contrarrestando el error de posición.

Debido a que sólo el parámetro $l_{c3}m_2$ se esta estimando, el torque adaptable corresponde el par gravitacional del modelo dinámico cuando $q_1 = \pi/2$ y $q_2 = 0$

5.5.3. Prueba número 2:

En las Figuras 5.17-5.19 se muestran los resultados de la prueba experimental número 2. Para este caso: $t = 200s$, $Kp = 3$, $Kv = 2$, $\gamma_1 = .05$ y $\gamma_2 = .05$.

En Figura 5.17 se muestran los resultados de la estimación de parámetros. Este caso ambos parámetros se mantienen oscilando sobre un rango de valores, sin embargo el parámetro $I_{zz} + l_{c3}^2 m_2$ sólo lo hace hasta aproximadamente $t = 160s$.

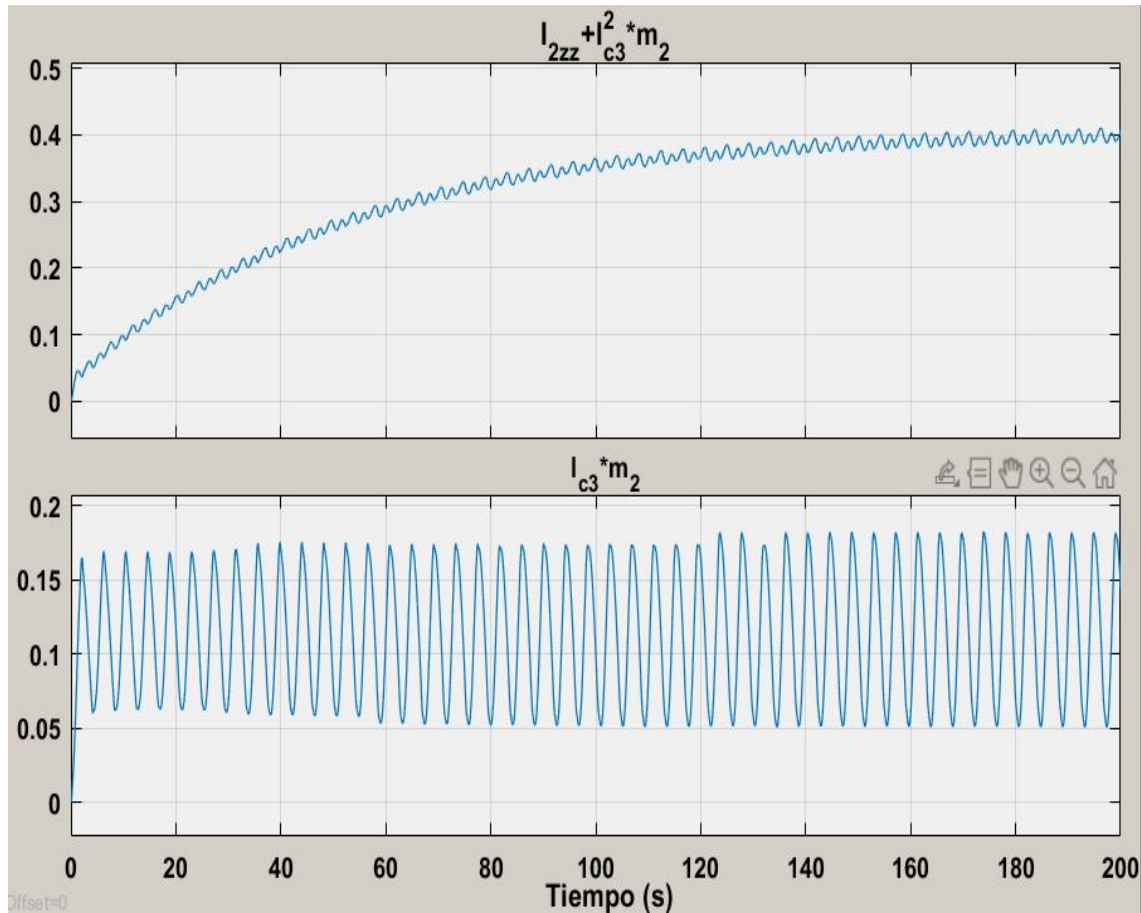


Figura 5.17: Prueba 2: Parámetros estimados.

La Figura 5.18 corresponde al error de posición.

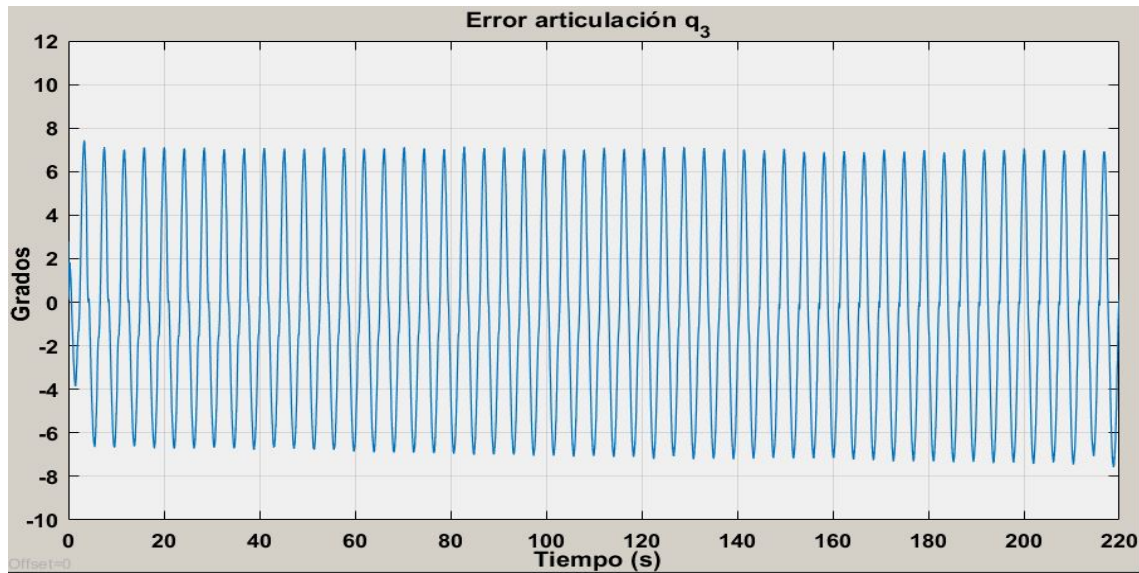


Figura 5.18: Prueba 2: Error articulación codo.

En la Figura 5.19 se muestra el torque proporcionado por la parte proporcional derivativa así como el torque suministrado por la compensación adaptable.

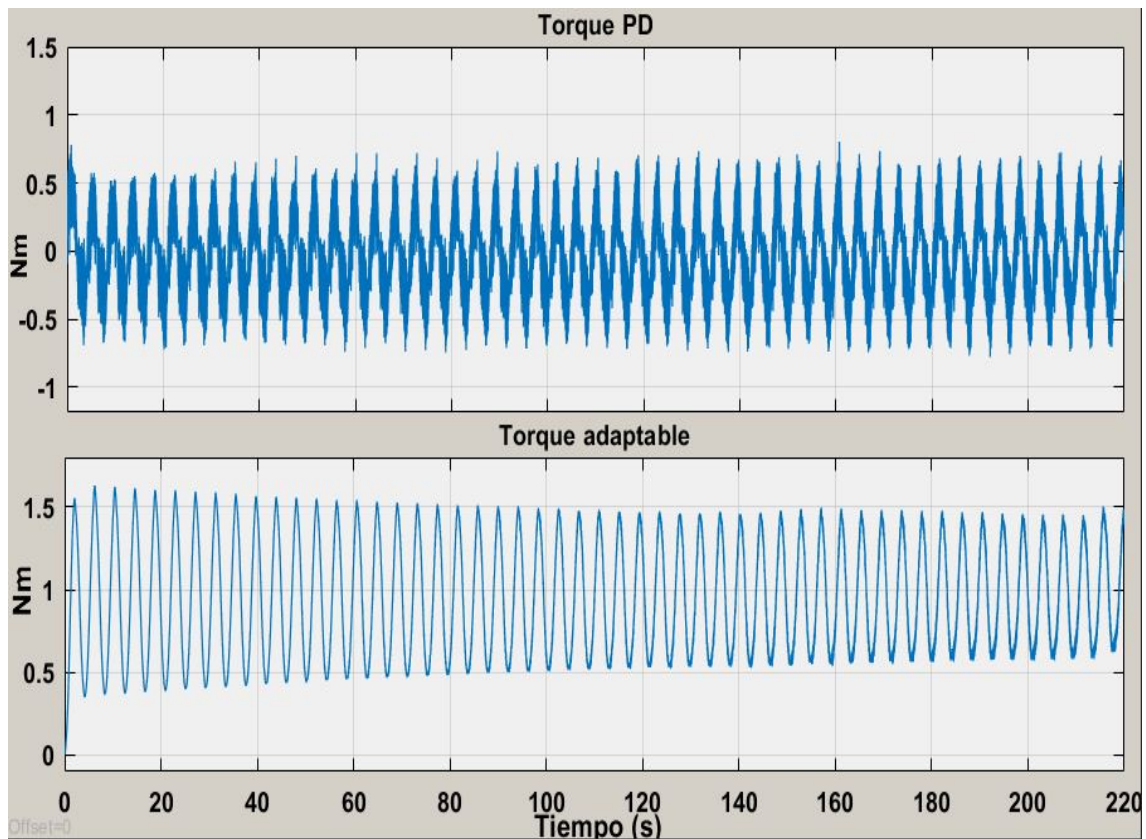


Figura 5.19: Prueba 2: Torque.

5.5.4. Análisis de resultados de la prueba 2

Para este caso la selección de ganancias es correcta, sin embargo el tiempo de estimación de los parámetros es de aproximadamente $t = 160s$. Esto ocasiona que el torque adaptable disminuya conforme $t = \infty$ y a su vez el torque PD aumente.

5.5.5. Prueba número 3:

En las Figuras 5.20-5.22 se muestran los resultados de la prueba experimental número 3. Para este caso: $t = 60s$, $Kp = 3$, $Kv = 2$, $\gamma_1 = .8$ y $\gamma_2 = .05$.

En Figura 5.20 se muestran los resultados de la estimación de parámetros. Este caso ambos parámetros se mantienen oscilando sobre un rango de valores, sin embargo el parámetro $I_{zz} + l_{c3}^2 m_2$ sólo lo hace hasta aproximadamente $t = 60s$.

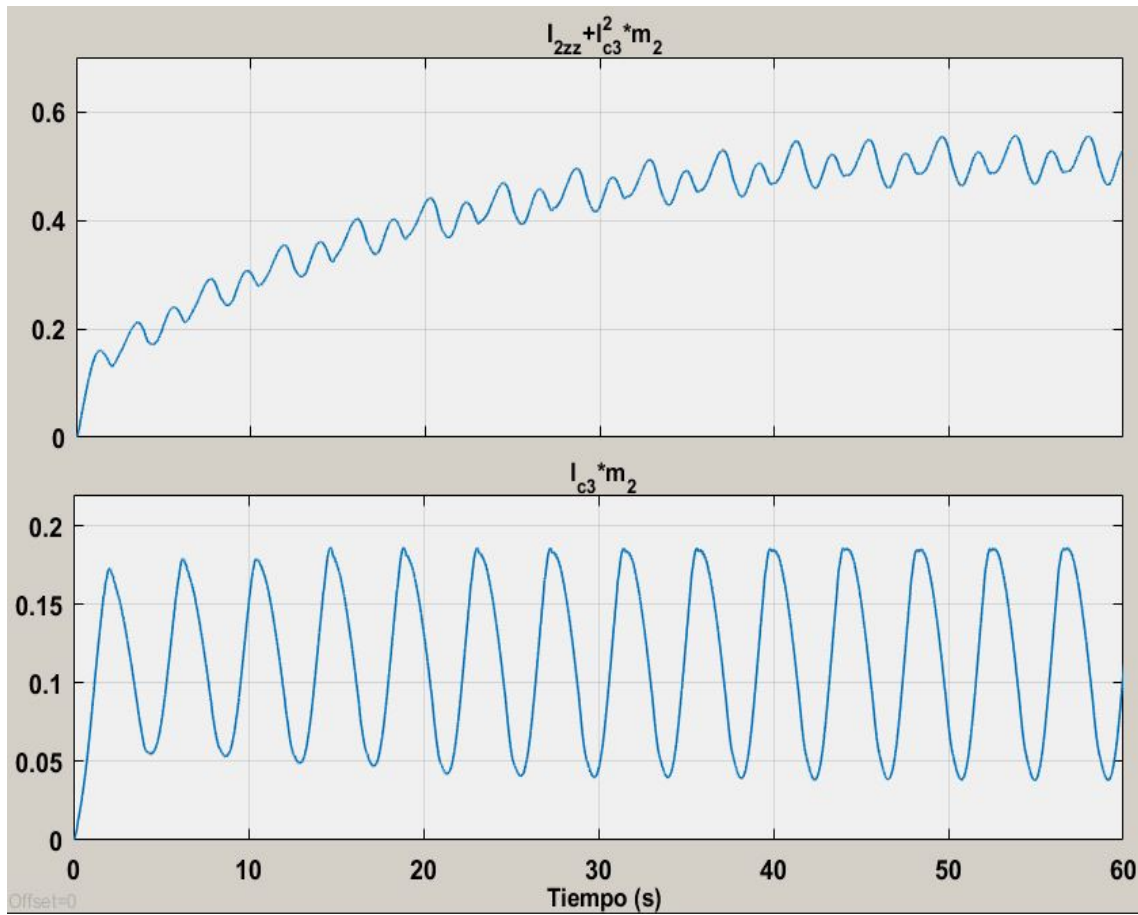


Figura 5.20: Prueba 3: Parámetros estimados.

La Figura 5.21 corresponde al error de posición.

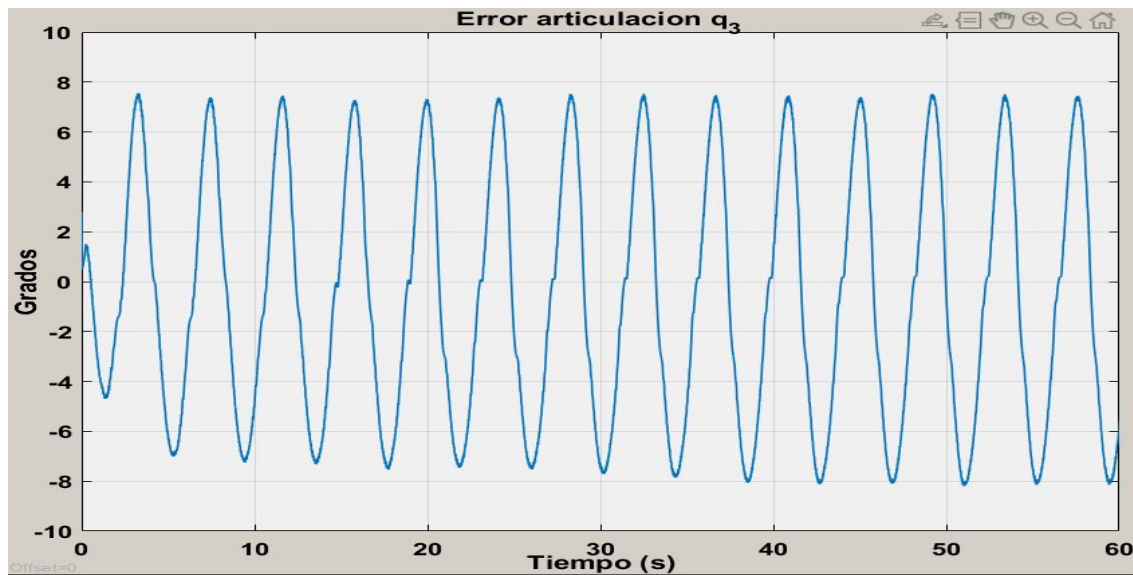


Figura 5.21: Prueba 3: Error articulación codo.

En la Figura 5.22 se muestra el torque proporcionado por la parte proporcional derivativa así como el torque suministrado por la compensación adaptable.

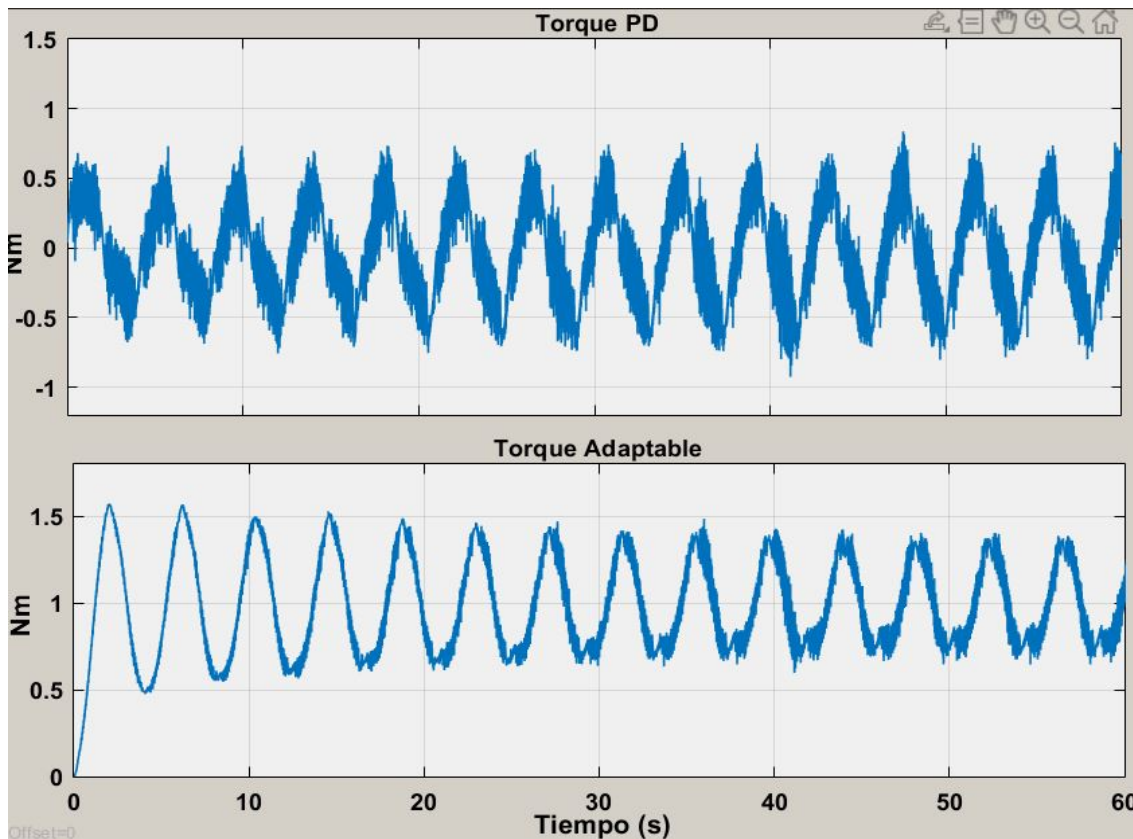


Figura 5.22: Prueba 3: Torque.

5.5.6. Análisis de resultados de la prueba 3

Se obtuvo un resultado similar a la prueba número 2, sólo que en este caso la estimación de los parámetros es aproximadamente $t = 60s$, al igual que en el caso anterior el torque adaptable disminuye mientras que el toque PD incrementa.

Se puede notar que tanto el torque PD como el torque adaptable presentan ruido, el cual es ocasionado por la selección de las ganancias.

5.5.7. Prueba número 4:

En las Figuras 5.23-5.25 se muestran los resultados de la prueba experimental número 4. Para este caso: $t = 60s$, $Kp = 3$, $Kv = 2$, $\gamma_1 = .01$ y $\gamma_2 = .02$.

En Figura 5.23 se muestran los resultados de la estimación de parámetros. A diferencia de las pruebas anteriores en este caso los parámetros rápidamente se mantienen oscilando sobre un rango de valores.

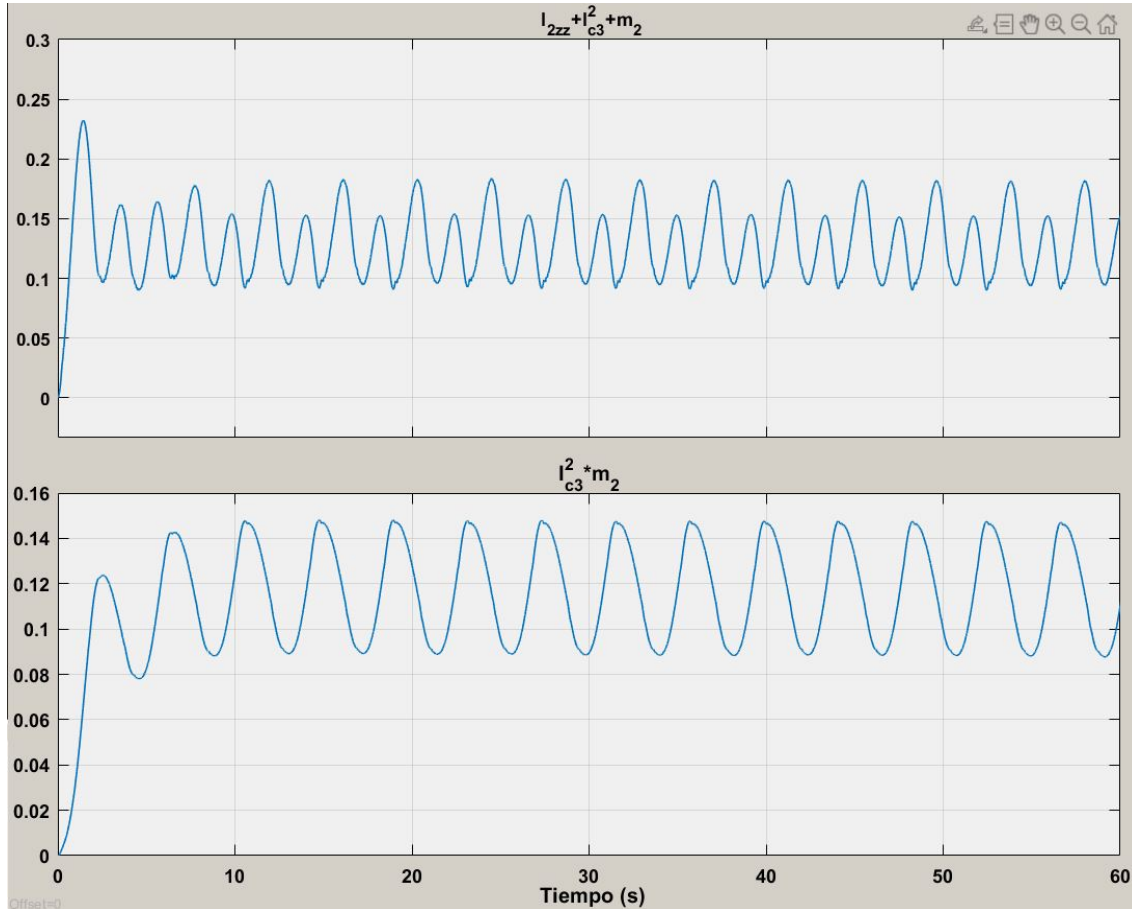


Figura 5.23: Prueba 4: Parámetros estimados.

La Figura 5.24 corresponde al error de posición.

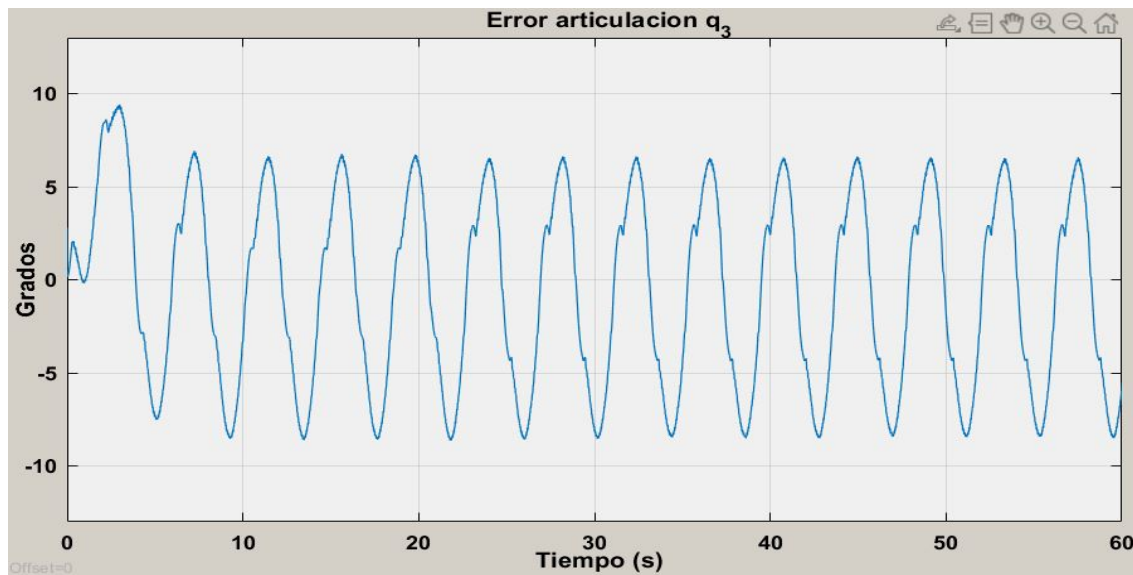


Figura 5.24: Prueba 4: Error articulación codo.

En la Figura 5.25 se muestra el torque proporcionado por la parte proporcional derivativa así como el torque suministrado por la compensación adaptable.

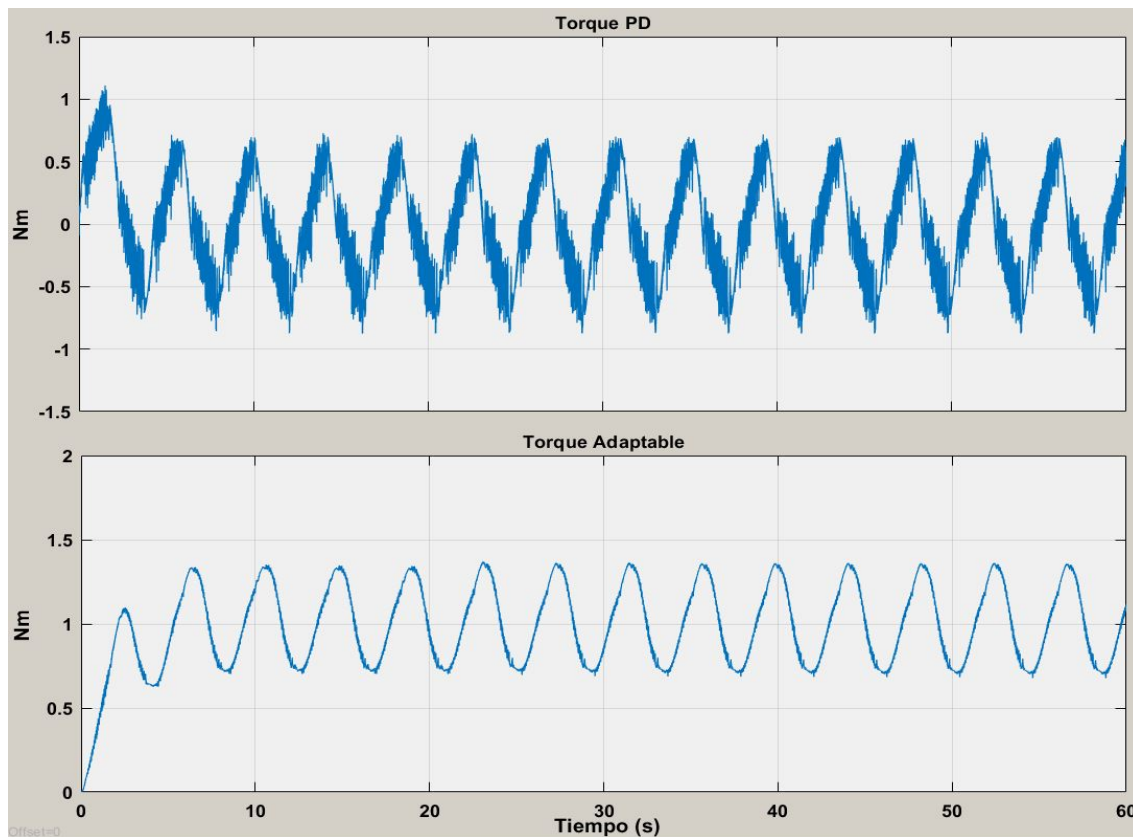


Figura 5.25: Prueba 4: Torque.

5.5.8. Análisis de resultados de la prueba 4

En este caso la selección de ganancias es correcta pues ambos parámetros se estiman rápidamente, se puede notar que al comienzo de la prueba se tiene un pico en el error de 9.4° . Este error corresponde a la estimación del parámetro $I_{2zz} + l_{c3}^2 m_2$, pues se puede notar que al inicio de la prueba este parámetro también presenta un pico.

En el caso del torque PD, también se puede notar un pico que corresponde al fenómeno descrito anteriormente, sin embargo conforme $t \rightarrow \infty$ este se mantiene sobre un rango de $\pm 5Nm$. en conclusión la contribución del torque PD disminuye dejando sólo el torque suministrado por la compensación adaptable.

5.5.9. Prueba número 5:

En las Figuras 5.26-5.28 se muestran los resultados de la prueba experimental número 5. Para este caso se añadió al exoesqueleto una carga de $0.5kg$; las ganancias son: $t = 60s$, $Kp = 3, Kv = 2, \gamma_1 = .01$ y $\gamma_2 = .02$.

En Figura 5.26 se muestran los resultados de la estimación de parámetros. Al igual que en la prueba experimental cuatro los parámetros se mantienen oscilando dentro de un rango de valores.

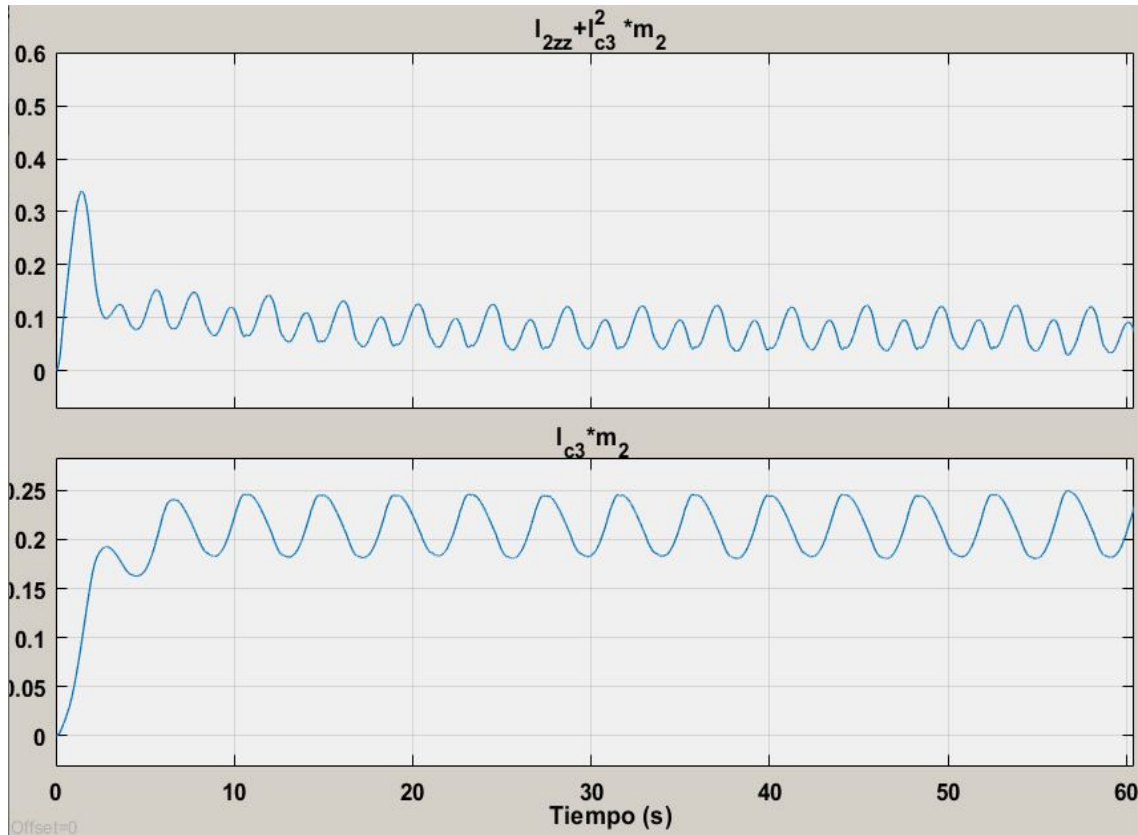


Figura 5.26: Prueba 4: Parámetros estimados.

La Figura 5.27 corresponde al error de posición.

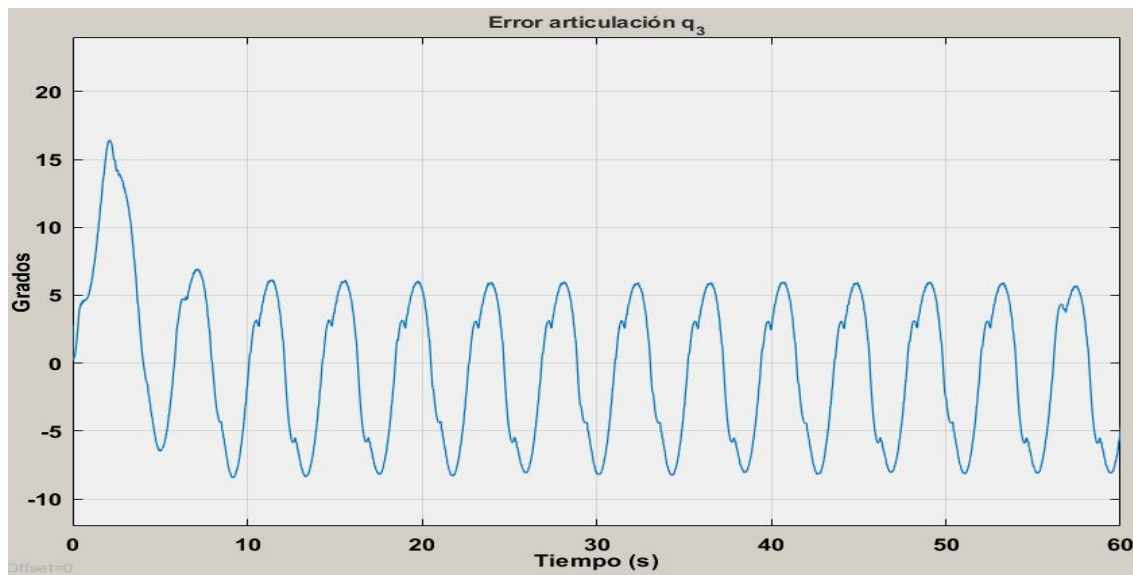


Figura 5.27: Prueba 4: Error articulación codo.

En la Figura 5.28 se muestra el torque proporcionado por la parte proporcional derivativa así como el torque suministrado por la compensación adaptable.

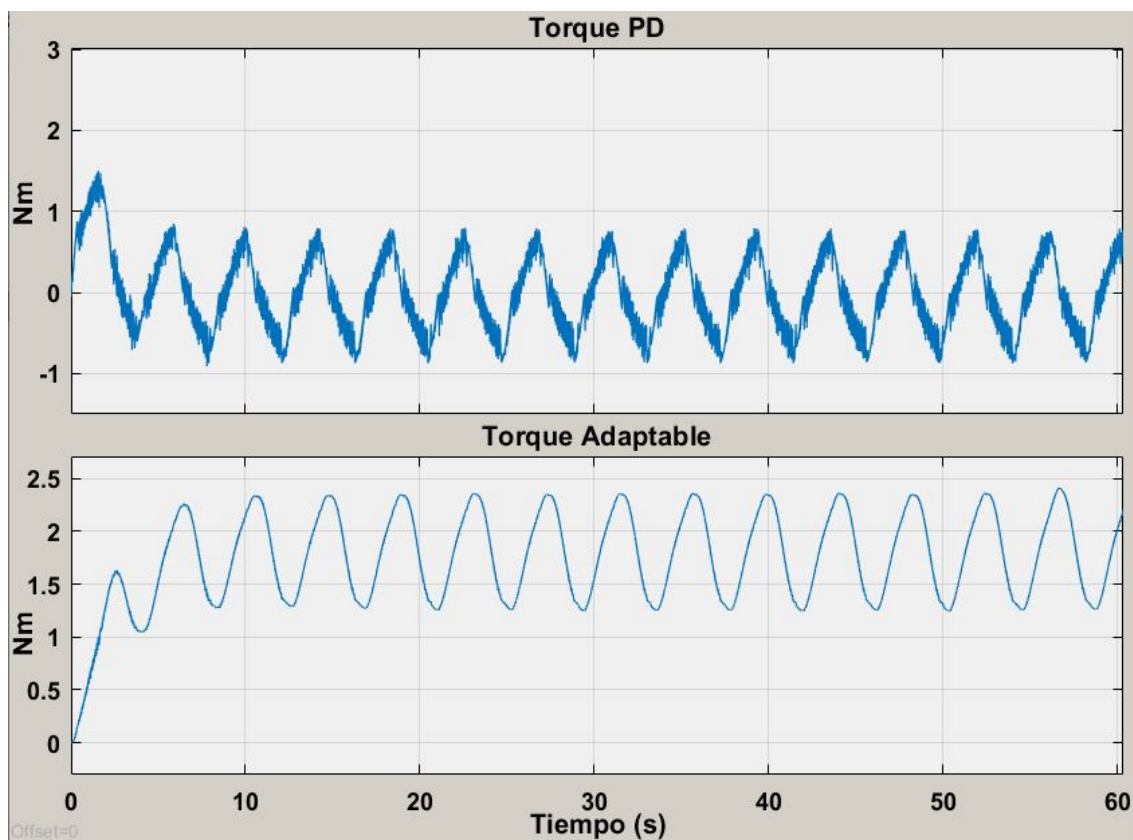


Figura 5.28: Prueba 4: Torque.

5.5.10. Análisis de resultados de la prueba 5

Al igual que en los resultados de la prueba anterior, los parámetros se estiman rápidamente, se puede notar que al comienzo de la prueba se tiene un pico en el error de 9.4° . Este error corresponde a la estimación del parámetro $I_{2zz} + l_{c3}^2 m_2$, pues se puede notar que al inicio de la prueba este parámetro también presenta un pico.

Se puede notar también que existe un aumento en el torque suministrado por la parte adaptable, así como un cambio en el valor numérico de la estimación de parámetros; estos resultados corresponden al aumento de la masa en el exoesqueleto.

5.5.11. Conclusiones generales

A partir de las pruebas experimentales se puede concluir que:

En este caso al aplicar un control PD con compensación adaptable el origen expresado en términos del vector de estados $[\tilde{q}_3, \dot{\tilde{q}}_3]$ no tiende a ser $[0, 0]$ conforme $t \rightarrow \infty$, sin embargo, error de posición y velocidad presenta un comportamiento oscilatorio que se mantiene estable. El motivo de este comportamiento oscilatorio tanto de los parámetros así como del error, se puede deber a que durante el modelado del exoesqueleto no se incluyó el fenómeno de fricción. También es posible que error se deba a que el par calculado por el algoritmo de control no sea suficiente para vencer el par gravitacional, por lo tanto una posible forma de garantizar que el error tienda a cero sería añadiendo una compensación al par calculado por el algoritmo de control.

En todos los casos se notó que el error alcanzaba los valores de $\pm 7^\circ$ cuando el torque suministrado por el motor debía ser mayor al par gravitacional, es decir cuando la carga tenía que acender; mientras que el error era mínimo en el caso contrario, es decir, cuando el torque del motor se debía oponer al peso de la carga para que esta descendiera siguiendo la trayectoria deseada.

Durante las pruebas experimentales se pudo que notar que la selección de la ganancias adaptables afectan el resultado. si las ganancias estaban mal sintonizadas los parámetros adaptables no se estimaban, esto provocaba que el error incrementara, en consecuencia el torque PD también aumentaba para compensar el error. Pero si se realizaba una correcta sintonización de las ganancias, los parámetros se estimaban rápidamente, en consecuencia el torque PD disminuía y la mayor contribución de par se debía al torque adaptable.

Por otro lado, el ruido provocado por el torque PD puede reducirse si se mejora la sintonización de las ganancias K_p y K_v .

Conclusiones

En este trabajo se diseñó y fabricó un exoesqueleto para la asistencia de los movimientos de flexión-extensión de la articulación del codo, para lo cual fue necesario abordar varios temas relacionados a la robótica así como con la biomecánica del cuerpo humano.

El diseño del exoesqueleto involucró conocer las fuerzas que actuaban en la articulación del codo, así como las medidas antropométricas de la población mexicana, y por lo tanto, se logró el diseño de una estructura ligera capaz de sujetarse al brazo humano y adaptarse a un rango de pacientes con diferentes pesos y estaturas.

También se llevó a cabo el control de movimiento del prototipo aplicando un control PD mas compensación adaptable; a diferencia de los algoritmos de control basados en el completo conocimiento del modelo dinámico, el control adaptable permite el seguimiento de una trayectoria a una velocidad y aceleración deseadas aún cuando existe incertidumbre en los parámetros, por lo tanto al aplicar este tipo de control al exoesqueleto se evita la necesidad de medir los parámetros físicos del usuario, esto facilita que el dispositivo pueda ser utilizado por sujetos con distintas complexiones.

En la etapa de simulación se logró que el vector de estados $[\tilde{q}_3, \dot{\tilde{q}}_3] = [0, 0]$ del exoesqueleto sea asintóticamente estable, esto garantiza que el vector de estados $[\tilde{q}_3, \dot{\tilde{q}}_3]$ asintóticamente cuando $t \rightarrow \infty$ y en consecuencia que el objetivo de control se cumpla.

Si bien durante el desarrollo de las pruebas experimentales no se logró que el vector de estados $[\tilde{q}_3, \dot{\tilde{q}}_3] = [0, 0]$ si se logró que se mantuvieran un comportamiento oscilatorio que se mantenía estable conforme $t \rightarrow \infty$, además al analizar los resultados de las pruebas experimentales se descubrieron las posibles causas de este comportamiento y se propusieron algunas soluciones.

Como proyecto a futuro se planea añadir el fenómeno de fricción al modelo dinámico del exoesqueleto. También se diseñará una estructura capaz de acoplarse a la articulación del hombro, esto con el fin de colocar actuadores para controlar los movimientos de flexión-extensión y abducción-aducción de la articulación del hombro.

Bibliografía

- [1] F. REYES. *Control de robots manipuladores*. primera. edición. México: Alfaomega, 2017. Pp. 592
- [2] S. K. SAHA. *Introducción a la Robótica*. Primera edición. Mexico: Mc. Graw Hill, 2010, Pp 404
- [3] J. L. PONS. *Weareble Robots: Biomechatronic Exoskeletons*. Primera edición. España: John Wiley & Sons Ltd, 2008, pp. 360
- [4] ANAND A. AND VIGNESHWAR M. *Design and Control of an EMG-based Low-cost Exoskeleton for Stroke Rehabilitation*. Fifth Indian Control Conference, ICC, Delhi, India, 2019, pp 478-483.
- [5] BORHAN B., MAHDI I. AND SOHRAB N.. *Design and Development of One Degree of Freedom Upper Limb Exoskeleton*. 3rd RSI International Conference on Robotics and Mechatronics, Tehran, Iran, 2015, pp 223-228.
- [6] COPACI D., MARTÍN F., MORENO F. Y BLANCO D. *SMA Based Elbow Exoskeleton for Rehabilitation Therapy and Patient Evaluation*. IEEE Access. IEEE, Vol. 7, pp, 2019, 31473-31484.
- [7] J. H. HERNANDEZ, J. R. L. GUTIERREZ Y S. S. CRUZ. *Standing Mobility Exoskelton Device*. in 2019 16th International Conference on Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control (CCE) Mexico City, Mexico. PP. 6
- [8] A. G. MENDOZA, R. L. GUTIERREZ, A. I. P. SAN PABLO Y S. S. CRUZ. *Upper Limb Musculoskeletal Modeling for Human-Exoskeleton Interaction*. in 2019 16th International Conference on Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control (CCE) Mexico City, México. pp.5
- [9] INEGI.. *Encuesta nacional de la dinámica demográfica, ENADID 2018*, México, 2018, Pp. 26
- [10] V. M. ZATSIORSKY Y V. M. ZACIORSKIJ. *Kinematics of Human Motion*. Primera edición. USA: Human Kinetics, 1998. Pp. 419
- [11] R. KELLY, V. SANTIBÁÑEZ Y A. LORÍA. *Control of Robot Manipulators in Joint Space*. UK: Springer, 2005, pp. 429

- [12] R. A. CHAURAND, L. R. P. LEÓN, Y E. L. G. MUÑOZ. *Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana : México, Cuba, Colombia, Chile.* México: Centro Universitario de Arte, Arquitectura y Diseño. pp.283
- [13] GYEMS. *RMD-X User Manual For Motion Actuator.*
- [14] K. M.LYNCH, AUTHOR N. MARCHUK Y M.L. ELWIN. *Embedded Computing and Mechatronics with the PIC32 Microcontroller.* Primera edición. USA: Newnes, 2016, Pp. 650
- [15] INVENSENSE. *MPU-6000 and MPU-6050 Product Specification.* Rev. 3.4 Pp. 52.
- [16] ASM. *ASM Handbook Volume 2: Properties and Selection: Nonferrous Alloys and Special-Purpose Materials.* ASM International, 1990 Pp. 1328
- [17] CATALOGO ACEROS LEVINSON. *Nylamid.*
- [18] [HTTPS://ES.MATHWORKS.COM/DISCOVERY/ARDUINO-PROGRAMMING-MATLAB-SIMULINK.HTML.](https://es.mathworks.com/discovery/arduino-programming-matlab-simulink.html)
- [19] SPARKFUN TUTORIALS. *Serial communication.*
[https://learn.sparkfun.com/tutorials/serial-communication/all.](https://learn.sparkfun.com/tutorials/serial-communication/all)
- [20] JERRY L.. *Analog and Digital Circuits for Electronic Control System Applications.* Elsevier. 2005 pp. 329
- [21] INVENSENSE INC.. *MPU-6000 and MPU-6065 Product Specification Revision 3.4.* 2013 pp.52
- [22] WALTER T., HIGGINS JR.. *A comparison of complementary and kalman filtering.* IEEE Transactions on aerospace and electric systems., Vol. AES-11, No.3. 1975. Pp. 321-325.
- [23] V. SANTIBAÑES Y R. KELLY. *Control de movimiento de robots manipuladores.* España: Pearson Educación. 2003 Pp. 344
- [24] F. REYES. *MATLAB Aplicado a robótica y mecatrónica.* Primera edición. México: Alfaomega, 2017. Pp. 460
- [25] MATHWORKS. <https://es.mathworks.com/products/simmechanics.html>

Códigos de MATLAB

En esta sección se presentan los códigos de **Matlab** que se han desarrollado durante el proyecto de tesis. y serán utilizados en la simulación.

Código 1: Modelo dinámico

En este código se desarrolla modelo dinámico del exoesqueleto incluyendo la extremidad del usuario haciendo uso de variables simbólicas. En las líneas 8 a 51 se describen las matrices de transformación D-H de cada sistema de referencia con respecto a la base. La cinemática directa de cada eslabón se obtiene en las líneas 52 a 56. La matriz M es generada a partir de la línea 57 hasta la línea 74, mientras que la matriz C calculada a partir de los símbolos de Cristoffel se desarrolla en las líneas 75 a 118. Por último el vector de par gravitacional se obtiene en las líneas 119 a 124.

CÓDIGO 1: Modelo dinámico

Version de **MATLAB** 2013b

```
1 clc; clear all; close all; format short;
2 % Variables simbolicas
3 syms l0 l2 l3 lc2 lc3 q1 q2 q3 qp1 qp2
4 qp3 I1x I1y I1z I2x I2y I2z m1 m2 g
5 % Matrices de inercia
6 I1=[I1x 0 0;0 I1y 0;0 0 I1z];
7 I2=[I2x 0 0;0 I2y 0;0 0 I2z];
8 % Parametros D-H
9 q0 = 0;
10 d0 = 0;
11 % L0
12 a0 = pi/2;
13 % q1
14 d1 = 0;
15 l1 = 0;
16 a1 = -pi/2;
17 % q2
18 d2 = 0;
19 % L2
20 a2 = 0;
21 % q3
22 d3 = 0;
23 % L3
24 a3 = 0;
```

CÓDIGO 1: Modelo dinámico(continuación)

Version de **MATLAB** 2013b

```

25 % Matrices de Transformacion Homogenea
26 % Transformacion homogenea H01
27 H01 =[ cos(q0), -(0)*sin(q0), (1)*sin(q0), l0*cos(q0);
28        sin(q0), (0)*cos(q0), -(1)*cos(q0), l0*sin(q0);
29        0,      1,      0,      d0;
30        0,      0,      0,      1]
31 % Transformacion homogenea H12
32 H12 =[ cos(q1), -0*sin(q1), -(1)*sin(q1), l1*cos(q1);
33        sin(q1), 0*cos(q1), (1)*cos(q1), l1*sin(q1);
34        0,      (-1),      0,      d1;
35        0,      0,      0,      1];
36 % Transformacion homogenea H23
37 H23 =[ cos(q2), -cos(a2)*sin(q2), sin(a2)*sin(q2), l2*cos(q2);
38        sin(q2), cos(a2)*cos(q2), -sin(a2)*cos(q2), l2*sin(q2);
39        0,      sin(a2),      cos(a2),      d2;
40        0,      0,      0,      1];
41 % Transformacion homogenea H34
42 H34 =[ cos(q3), -cos(a3)*sin(q3), sin(a3)*sin(q3), l3*cos(q3);
43        sin(q3), cos(a3)*cos(q3), -sin(a3)*cos(q3), l3*sin(q3);
44        0,      sin(a3),      cos(a3),      d3;
45        0,      0,      0,      1];
46 % Transformacion homogenea H02
47 H02 =simplify(collect(H01*H12,[cos(q1)]))
48 % Transformacion homogenea H03
49 H03 =simplify(collect(H01*H12*H23,[cos(q1)]))
50 % Transformacion homogenea H04
51 H04 =simplify(collect(H01*H12*H23*H34,[cos(q1)]))
52 % Cinematica directa de cada eslabon
53 % Cinematica directa eslabon 2
54 C2 =subs([H03(1:3,4)],l2,lc2)
55 % Cinematica directa eslabon 3
56 C3 =subs([H04(1:3,4)],l3,lc3)
57 % Jacobino velocidad lineal
58 % Jacobiano c1
59 Jc2 =jacobian(C2, [q1, q2, q3])
60 % Jacobiano c2
61 Jc3 =jacobian(C3, [q1, q2, q3])
62 % Jacobiano velocidad angular
63 % Matrices de rotacion
64 R01 =[H01(1:3,1:3)]; R02 =[H02(1:3,1:3)];
65 R03 =[H03(1:3,1:3)]; R04 =[H04(1:3,1:3)];
66 % Jacobiano velocidad angular eslabon 1
67 Jw2 =[[H01(1:3,3)] [H02(1:3,3)] [0;0;0]]
68 % Jacobiano velocidad angular eslabon 2
69 Jw3 =[[H01(1:3,3)] [H02(1:3,3)] [H03(1:3,3)]]
70 % Tensores de Inercia
71 Ir1 =(Jw2.'*R03*I1*R03.'*Jw2)+(m1*(Jc2.'*Jc2));
72 Ir2 =(Jw3.'*R04*I2*R04.'*Jw3)+(m2*(Jc3.'*Jc3));
73 % Matriz generalizada
74 M =simplify(Ir1+Ir2)

```

CÓDIGO 1: Modelo dinámico(continuación)

Version de **MATLAB** 2013b

```

75 % Matriz de coreolis y fuerzas centripetas
76 qp=[qp1;qp2;qp3];
77 % Simbolos de christoffel
78 % cij=1/2*(diff(M(k,j),qi) + diff(M(k,i),qj) - diff(M(i,j),qk))
79 c111=simplify(1/2*(diff(M(1,1),q1)+diff(M(1,1),q1)-diff(M(1,1),q1)))
80 c112=simplify(1/2*(diff(M(2,1),q1)+diff(M(2,1),q1)-diff(M(1,1),q2)))
81 c113=simplify(1/2*(diff(M(3,1),q1)+diff(M(3,1),q1)-diff(M(1,1),q3)))
82 c121=simplify(1/2*(diff(M(1,2),q1)+diff(M(1,1),q2)-diff(M(1,2),q1)))
83 c122=simplify(1/2*(diff(M(2,2),q1)+diff(M(2,1),q2)-diff(M(1,2),q2)))
84 c123=simplify(1/2*(diff(M(3,2),q1)+diff(M(3,1),q2)-diff(M(1,2),q3)))
85 c131=simplify(1/2*(diff(M(1,3),q1)+diff(M(1,1),q3)-diff(M(1,3),q1)))
86 c132=simplify(1/2*(diff(M(2,3),q1)+diff(M(2,1),q3)-diff(M(1,3),q2)))
87 c133=simplify(1/2*(diff(M(3,3),q1)+diff(M(3,1),q3)-diff(M(1,3),q3)))
88 c211=simplify(1/2*(diff(M(1,1),q2)+diff(M(1,2),q1)-diff(M(2,1),q1)))
89 c212=simplify(1/2*(diff(M(2,1),q2)+diff(M(2,2),q1)-diff(M(2,1),q2)))
90 c213=simplify(1/2*(diff(M(3,1),q2)+diff(M(3,2),q1)-diff(M(2,1),q3)))
91 c221=simplify(1/2*(diff(M(1,2),q2)+diff(M(1,2),q2)-diff(M(2,2),q1)))
92 c222=simplify(1/2*(diff(M(2,2),q2)+diff(M(2,2),q2)-diff(M(2,2),q2)))
93 c223=simplify(1/2*(diff(M(3,2),q2)+diff(M(3,2),q2)-diff(M(2,2),q3)))
94 c231=simplify(1/2*(diff(M(1,3),q2)+diff(M(1,2),q3)-diff(M(2,3),q1)))
95 c232=simplify(1/2*(diff(M(2,3),q2)+diff(M(2,2),q3)-diff(M(2,3),q2)))
96 c233=simplify(1/2*(diff(M(3,3),q2)+diff(M(3,2),q3)-diff(M(2,3),q3)))
97 c311=simplify(1/2*(diff(M(1,1),q3)+diff(M(1,3),q1)-diff(M(3,1),q1)))
98 c312=simplify(1/2*(diff(M(2,1),q3)+diff(M(2,3),q1)-diff(M(3,1),q2)))
99 c313=simplify(1/2*(diff(M(3,1),q3)+diff(M(3,3),q1)-diff(M(3,1),q3)))
100 c321=simplify(1/2*(diff(M(1,2),q3)+diff(M(1,3),q2)-diff(M(3,2),q1)))
101 c322=simplify(1/2*(diff(M(2,2),q3)+diff(M(2,3),q2)-diff(M(3,2),q2)))
102 c323=simplify(1/2*(diff(M(3,2),q3)+diff(M(3,3),q2)-diff(M(3,2),q3)))
103 c331=simplify(1/2*(diff(M(1,3),q3)+diff(M(1,3),q3)-diff(M(3,3),q1)))
104 c332=simplify(1/2*(diff(M(2,3),q3)+diff(M(2,3),q3)-diff(M(3,3),q2)))
105 c333=simplify(1/2*(diff(M(3,3),q3)+diff(M(3,3),q3)-diff(M(3,3),q3)))
106 % Coeficientes Matriz C
107 % Ckj=[c1jk c2jk c3jk]*qp
108 C11=simplify([c111 c211 c311]*qp)
109 C12=simplify([c112 c221 c321]*qp)
110 C13=simplify([c113 c231 c331]*qp)
111 C21=simplify([c112 c212 c312]*qp)
112 C22=simplify([c122 c222 c322]*qp)
113 C23=simplify([c132 c232 c332]*qp)
114 C31=simplify([c113 c213 c313]*qp)
115 C32=simplify([c123 c223 c323]*qp)
116 C33=simplify([c133 c233 c333]*qp)
117 % Matriz C
118 C=[C11 C12 C13;C21 C22 C23;C31 C32 C33]
119 % Par gravitacional
120 % Energia potencial eslabon 1 y 2
121 u1= m1*g*lc2*(1-cos(q2)*sin(q1));
122 u2= m2*g*(l2+l3-sin(q1)*(l2*cos(q2)+l3*cos(q2+q3)));
123 % Vector par gravitacional
124 U= simplify([diff(u1+u2,q1); diff(u1+u2,q2); diff(u1+u2,q3)])

```

Código 2: Cinemática directa

En el Código 2 de **MATLAB** se implementó la cinemática directa del prototipo. Esta función retorna las coordenadas cartesianas del prototipo.

CÓDIGO 4: Cinemática directaVersion de **MATLAB** 2013b

```

1 function
2 [q1,q2,q3]=CinInvExo(l0,l2,l3,x0,y0,z0)
3 c3=((x0-l0)^2 + y0^2 + z0^2 - l2^2 - l3^2)/(2*l2*l3);
4 s3=sqrt(1-c3^2);
5 q1=atan(z0/(x0-l0));
6 q2=atan(y0/(x0-l0))-atan((l3*s3)/(l2+l3*c3));
7 q3=atan(s3/c3);
8 end

```

Código 3: Cinemática inversa

En el Código 3 de **MATLAB** contiene la cinemática inversa del exoesqueleto junto con la extremidad.

CÓDIGO 3: Cinemática inversaVersion de **MATLAB** 2013b

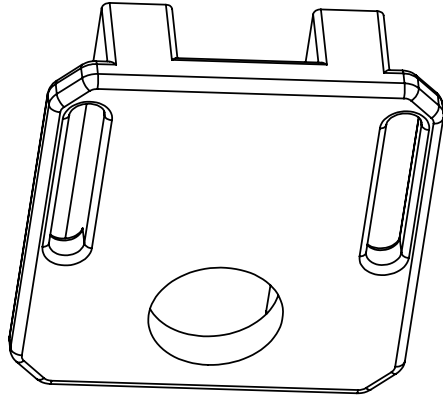
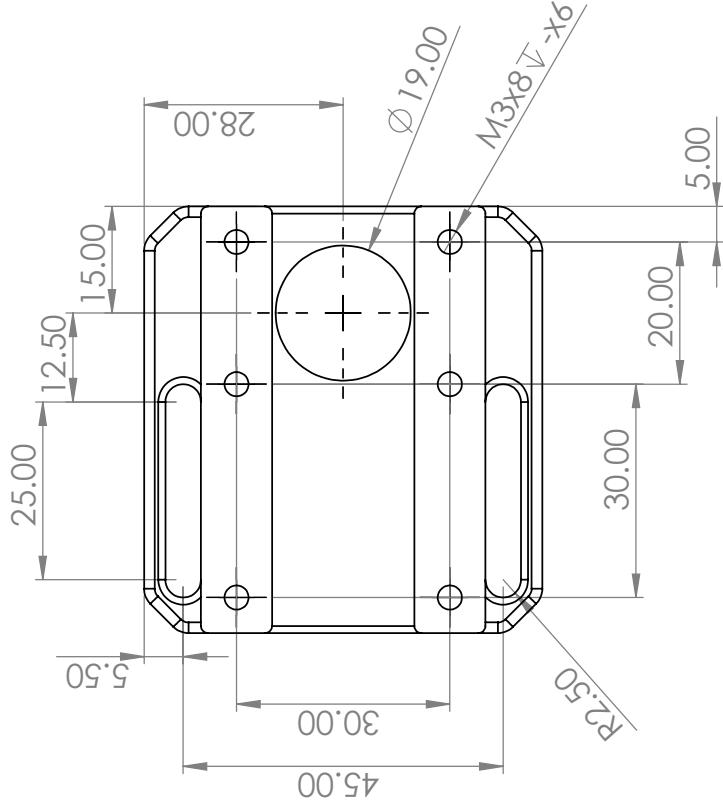
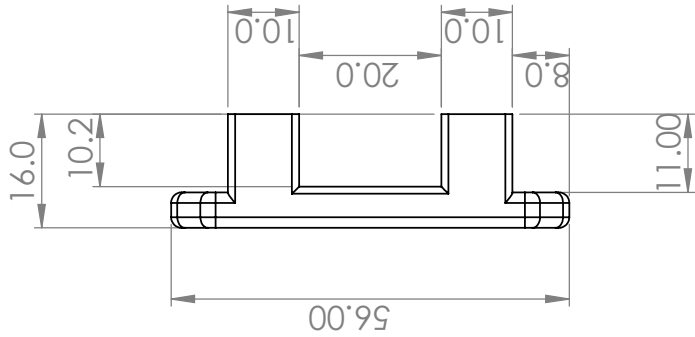
```

1 function
2 [q1,q2,q3]=CinInvExo(l0,l2,l3,x0,y0,z0)
3 c3=((x0-l0)^2 + y0^2 + z0^2 - l2^2 - l3^2)/(2*l2*l3);
4 s3=sqrt(1-c3^2);
5 q1=atan(z0/(x0-l0));
6 q2=atan(y0/(x0-l0)) - atan((l3*s3)/(l2+l3*c3));
7 q3=atan(s3/c3);
8 end

```

Planos del prototipo

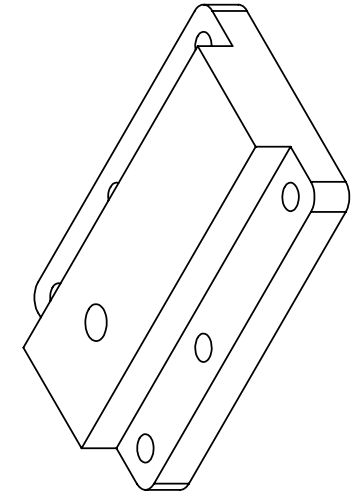
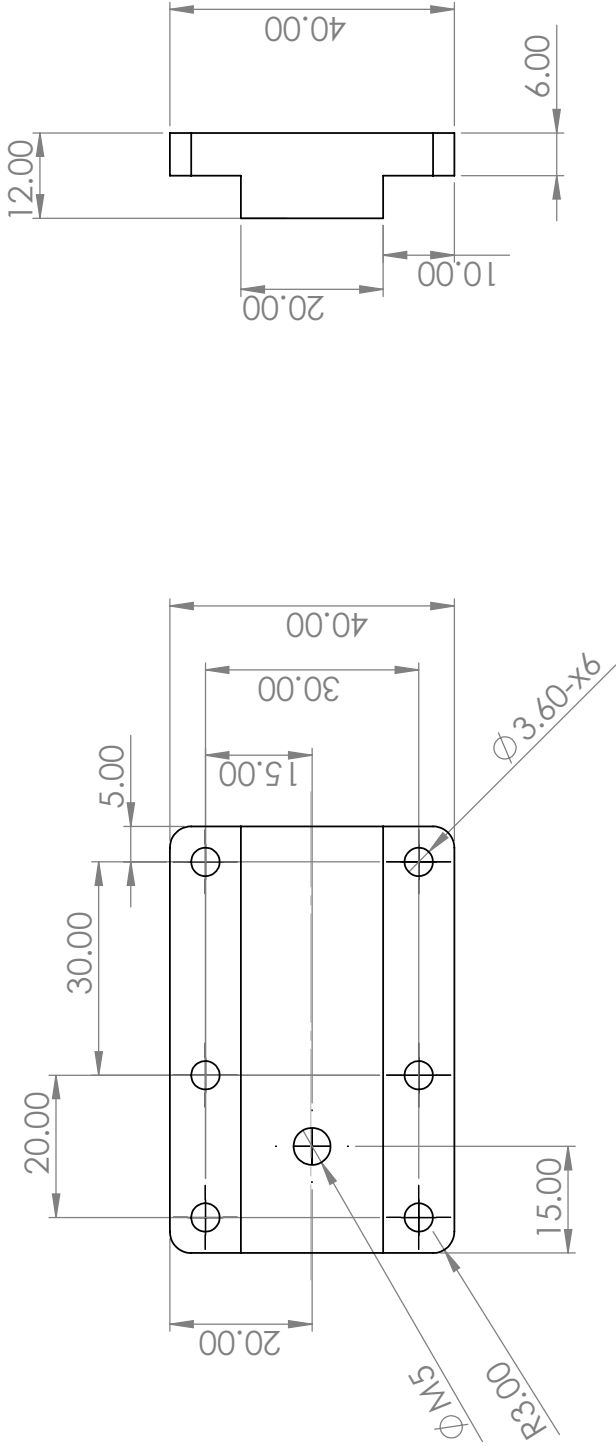
6 5 4 3 2 1



Nota: Radios -> 3mm

SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM				ACABADO:		N/A		REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS		NO CAMBIA LA ESCALA		REVISIÓN		1	
TOLERANCIAS:				ACABADO SUPERFICIAL:				Benemérita Universidad Autónoma de Puebla (BUAP) Facultad de Ciencias de la Electrónica (FCE)							
LINEAL:															
ANGULAR:															
NOMBRE		FIRMA		FECHA						TÍTULO: 					

6 5 4 3 2 1

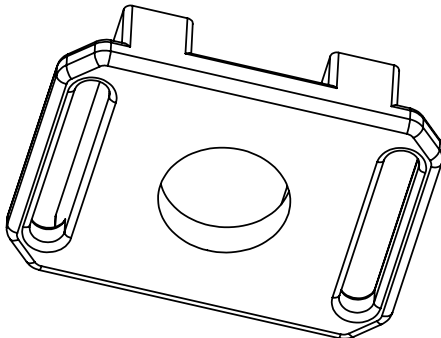
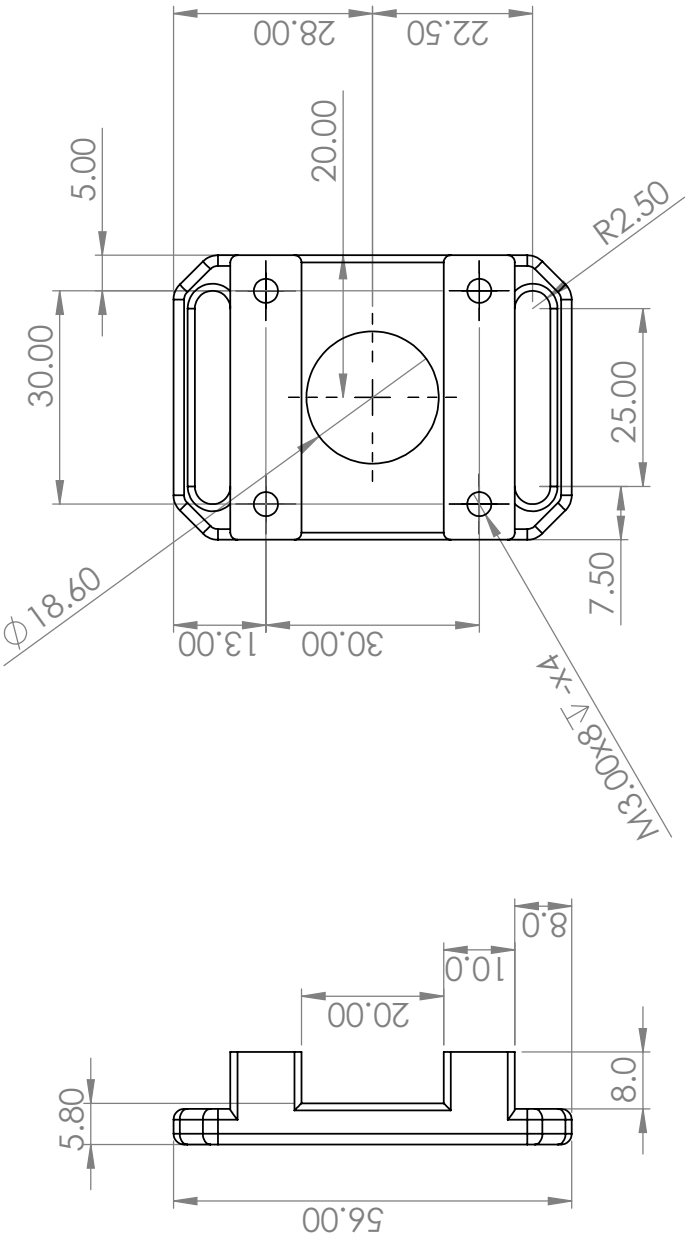


SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM		ACABADO:		N/A		REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS		NO CAMBIE LA ESCALA		REVISIÓN		1	
TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:		ACABADO:		N/A		REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS		NO CAMBIE LA ESCALA		REVISIÓN		1	
DIBUJ.	NOMBRE	FIRMA	FECHA	N/A		REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS		NO CAMBIE LA ESCALA		REVISIÓN		1	
VERIF.	Daniel Centeno		10/08/2021	N/A		REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS		NO CAMBIE LA ESCALA		REVISIÓN		1	
APROB.				N/A		REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS		NO CAMBIE LA ESCALA		REVISIÓN		1	
FABR.				N/A		REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS		NO CAMBIE LA ESCALA		REVISIÓN		1	
CAUD.				N/A		REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS		NO CAMBIE LA ESCALA		REVISIÓN		1	
MATERIAL:				Nylamid		REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS		NO CAMBIE LA ESCALA		REVISIÓN		1	
PESO:						REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS		NO CAMBIE LA ESCALA		REVISIÓN		1	
ESCALA: 1:1						REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS		NO CAMBIE LA ESCALA		REVISIÓN		1	

Benemérita Universidad Autónoma de Puebla (BUAP)		Facultad de Ciencias de la Electrónica (FCE)	
TÍTULO:		Exoesqueleto	
N.º DE DIBUJO		A4	
Sujetador_Muñeca_B		HOJA 1 DE 1	

6 5 4 3 2 1

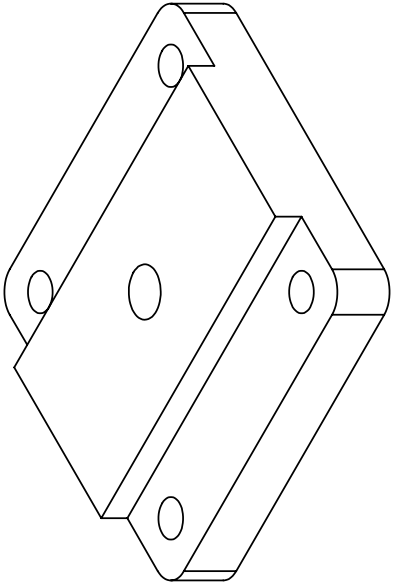
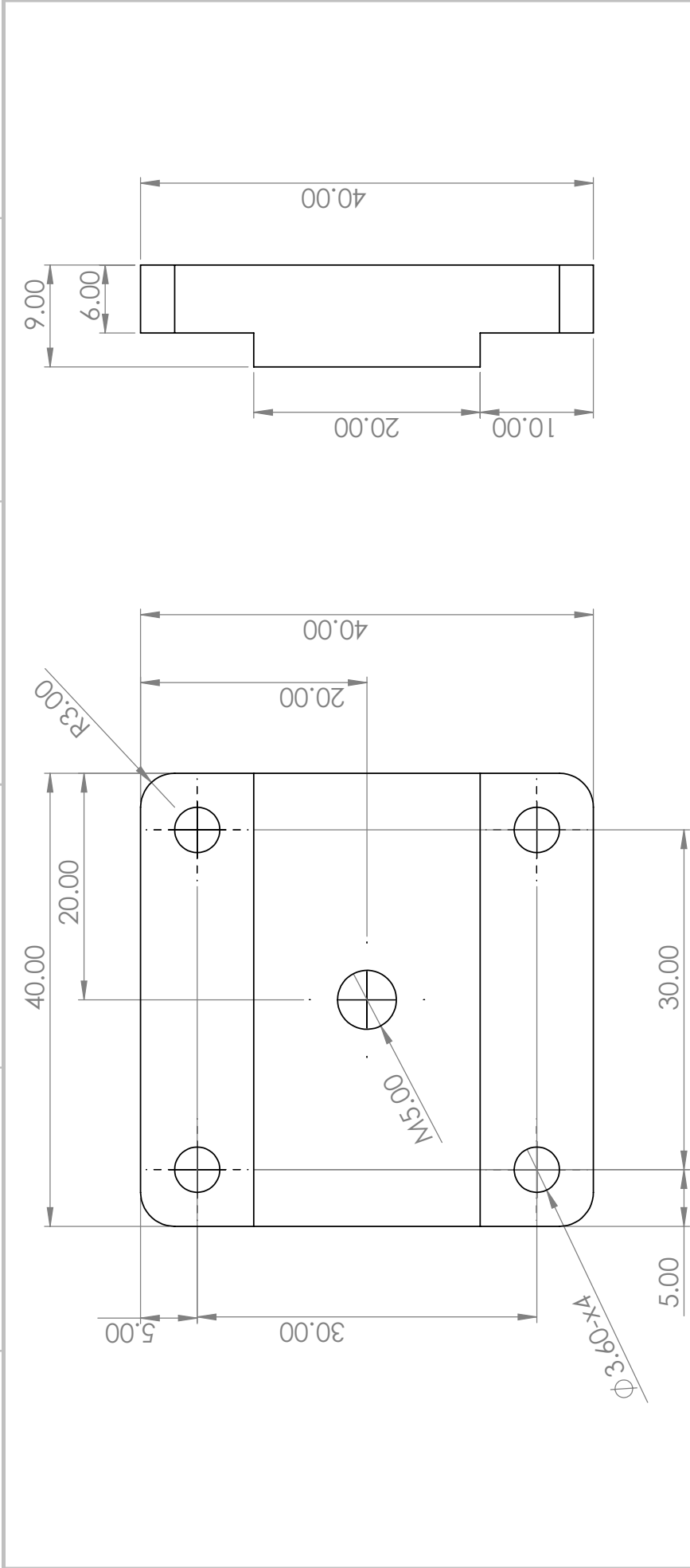
6 5 4 3 2 1



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM				ACABADO:		N/A	REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS	NO CAMBIE LA ESCALA	REVISIÓN	1		
ACABADO SUPERFICIAL:												
TOLERANCIAS:												
LINEAL:												
ANGULAR:												
NOMBRE		FIRMA		FECHA								
DIBUJ.		Daniel Centeno		10/08/2021								
VERIF.												
APROB.												
FABR.												
CALID.												
						MATERIAL: Nylamid		N.º DE DIBUJO				
								Sujetador_antebrazo_A				
								A4				
						PESO:		ESCALA:1:1		HOJA 1 DE 1		
TÍTULO:												
Exoesqueleto												

6 5 4 3 2 1

654321

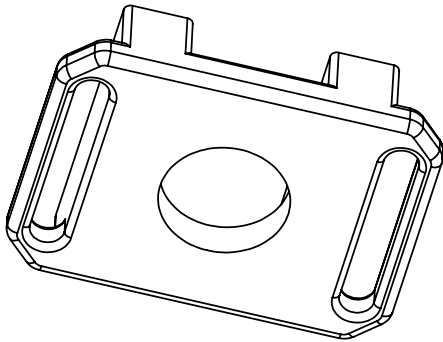
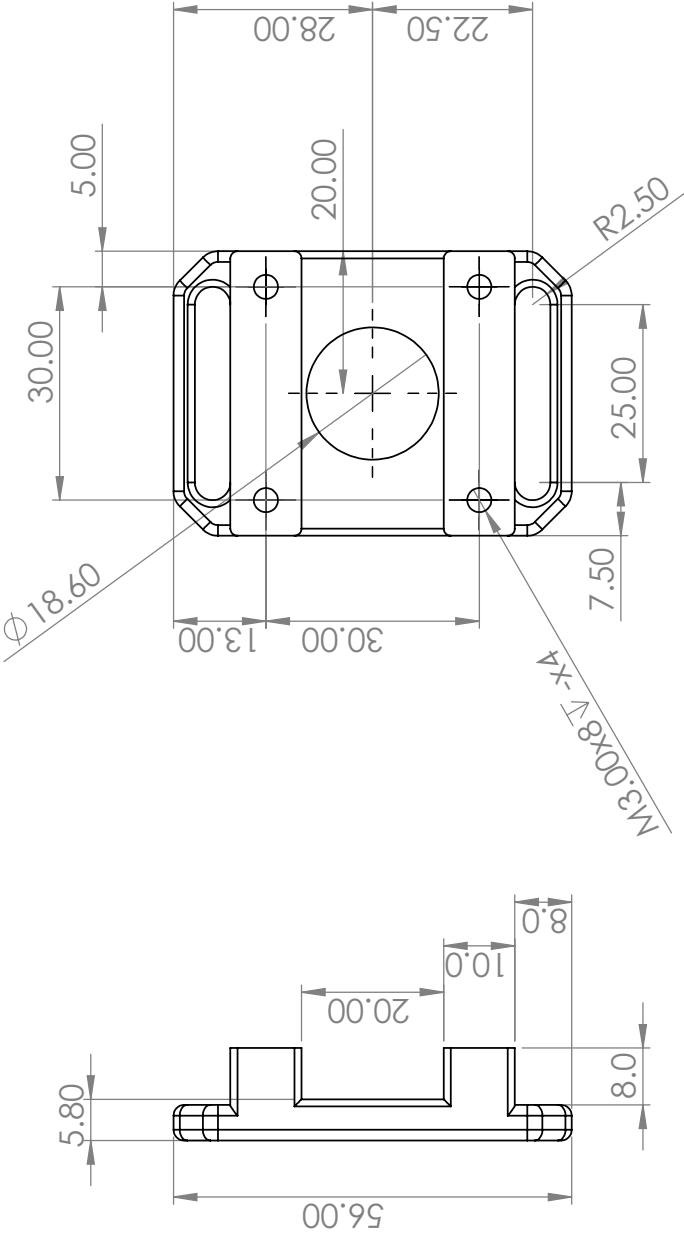


SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM			ACABADO:			N/A			REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS			NO CAMBIE LA ESCALA		REVISIÓN		1				
ACABADO SUPERFICIAL:			TOLERANCIAS:			LINEAL:			ANGULAR:			Benemérita Universidad Autónoma de Puebla (BUAP) Facultad de Ciencias de la Electrónica (FCE)								
												TÍTULO:								
DIBUJ.			NOMBRE			FIRMA			FECHA			Exoesqueleto								
VERIF.									10/08/2021											
APROB.																				
FABR.																				
CALID.												MATERIAL:			N.º DE DIBUJO			A4		
												Nylamid			Sujetador_antebrazo_B					
															ESCALA:2:1			HOJA 1 DE 1		
												PESO:								

Exoesqueleto

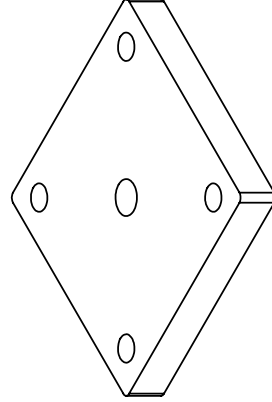
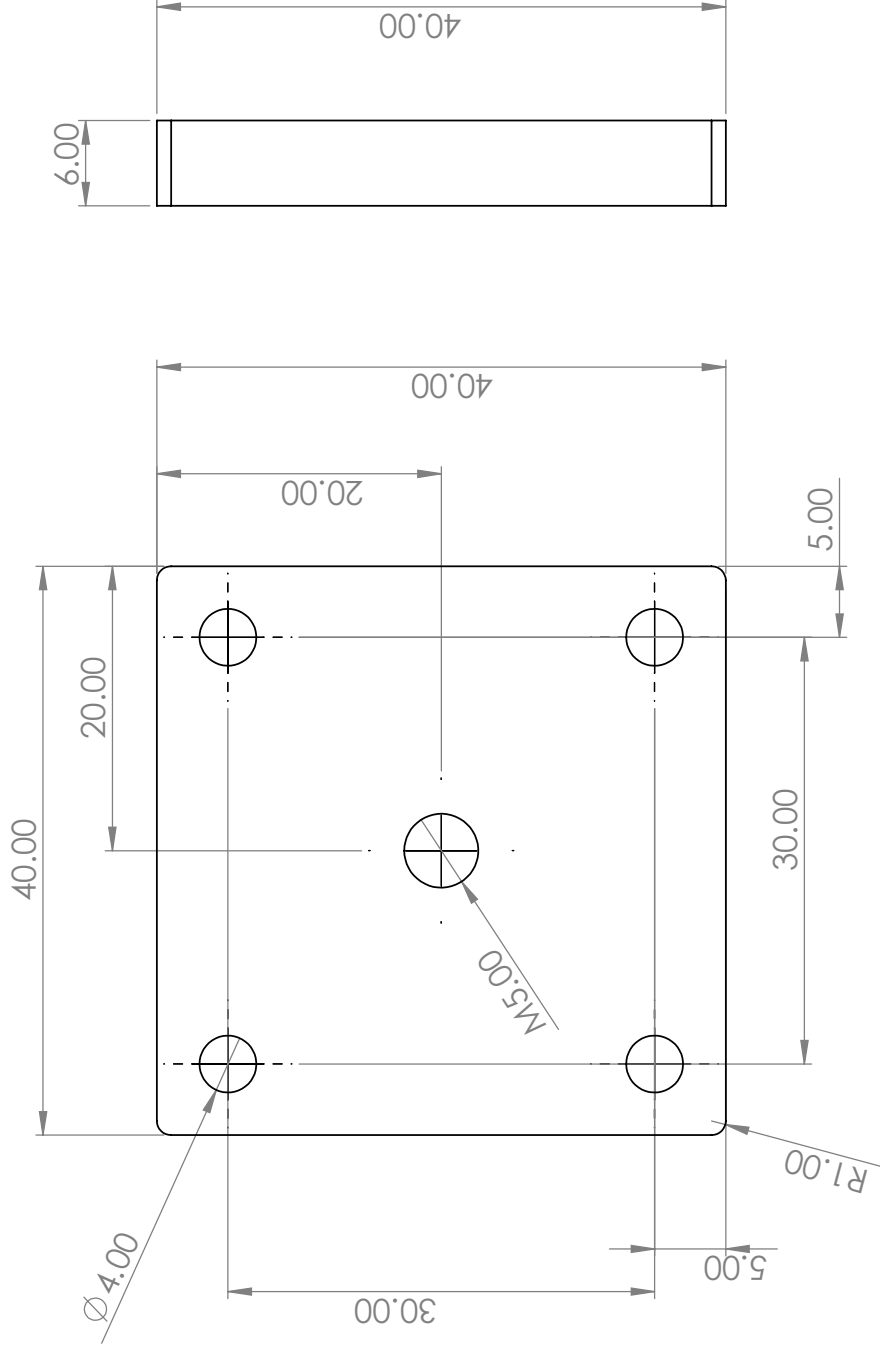
654321

6 5 4 3 2 1



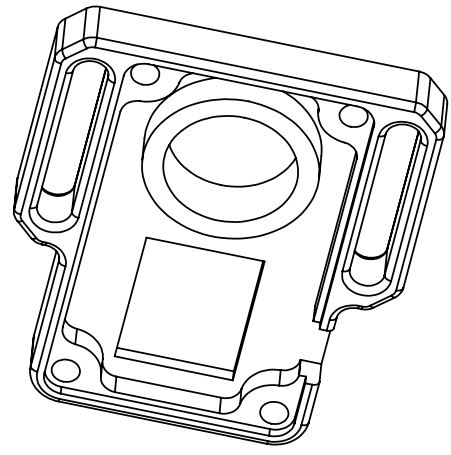
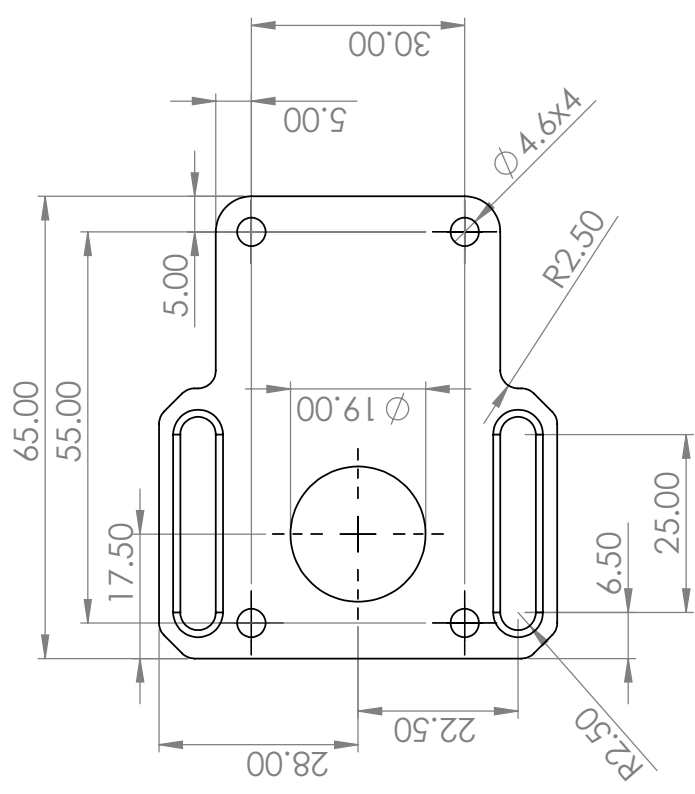
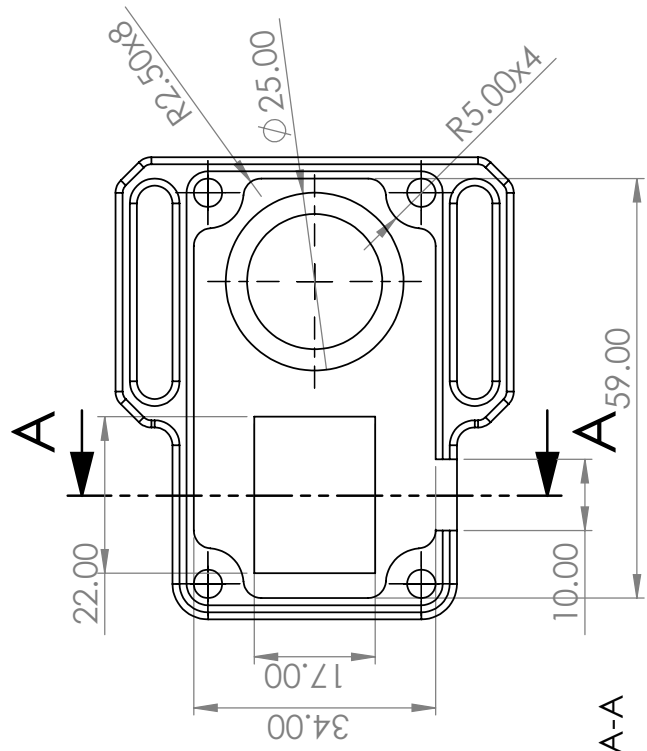
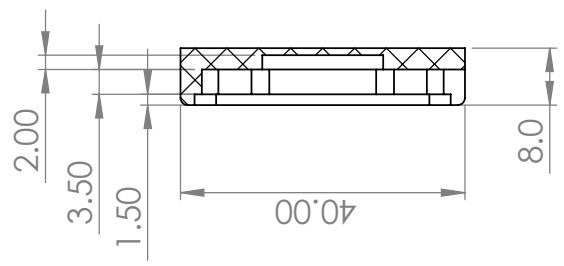
SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM				ACABADO: N/A		REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS		NO CAMBIE LA ESCALA		REVISIÓN		1			
TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:										Benemérita Universidad Autónoma de Puebla (BUAP) Facultad de Ciencias de la Electrónica (FCE)					
NOMBRE		FIRMA		FECHA											
DIBUJ.		Daniel Centeno		10/08/2021											
VERIF.															
APROB.															
FABR.										Exoesqueleto					
CAUD.															
MATERIAL: Nylamid								N.º DE DIBUJO		Sujetador_brazo_A				A4	
PESO:								ESCALA: 1:1				HOJA 1 DE 1			

6 5 4 3 2 1



SINO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM		ACABADO:		N/A		REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS		NO CAMBIE LA ESCALA		1	
ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:		NOMBRE		FIRMA		FECHA		Benemérita Universidad Autónoma de Puebla (BUAP) Facultad de Ciencias de la Electrónica (FCE)			
DIBUJ.		Daniel Centeno				10/08/202		Exoesqueleto			
VERIF.											
APROB.											
FABR.											
CALID.								MATERIAL:		N° DE DIBUJO	
								Nylamid		A4	
								PESO:		HOJA 1 DE 1	
								ESCALA:2:1			

6 5 4 3 2 1



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM		ACABADO:		N/A		REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS	NO CAMBIA LA ESCALA	REVISIÓN	1
TOLERANCIAS:		NOMBRE		FECHA		Benemérita Universidad Autónoma de Puebla (BUAP) Facultad de Ciencias de la Electrónica (FCE)			
LINEAL:		FIRMA		10/08/2021		TÍTULO:			
ANGULAR:		Daniel Centeno				Exoesqueleto			
DIBUJ.	VERIF.	APROB.	FABR.	CAUD.		MATERIAL:		N.º DE DIBUJO	
						Nylamid		A4	
						Carcasa_sensor_A			
						ESCALA:1:1		HOJA 1 DE 1	

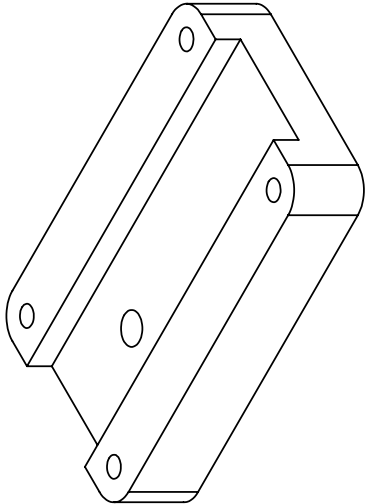
6 5 4 3 2 1

65.00
55.00
5.00
30.00
5.00
20.00
17.50
40.00
7.70
12.00
10.00

R5.00

M3.00x8 -X4

M5.00



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM			ACABADO:			N/A			REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS		NO CAMBIE LA ESCALA		REVISIÓN		1					
ACABADO SUPERFICIAL:			TOLERANCIAS:			LINEAL:			ANGULAR:			Benemérita Universidad Autónoma de Puebla (BUAP) Facultad de Ciencias de la Electrónica (FCE)								
												TÍTULO:								
DIBUJ.			Daniel Centeno			FIRMA			FECHA						Exoesqueleto					
VERIF.									10/08/2021											
APROB.																				
FABR.																				
CAJID.																				
									MATERIAL:			Nylamid			N.º DE DIBUJO			A4		
															Carcasa_Sensor_B					
									PESO:						ESCALA:1:1			HOJA 1 DE 1		

65.00
55.00
5.00
30.00
5.00
20.00
17.50
40.00
7.70
12.00
10.00

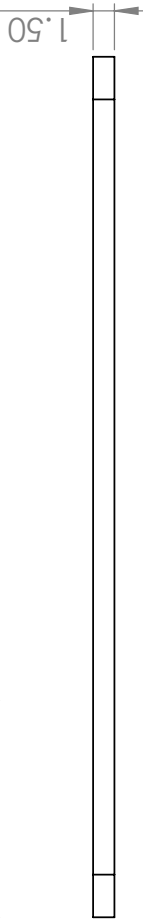
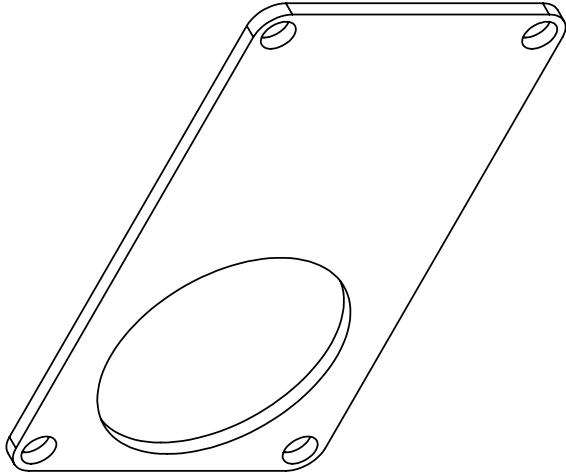
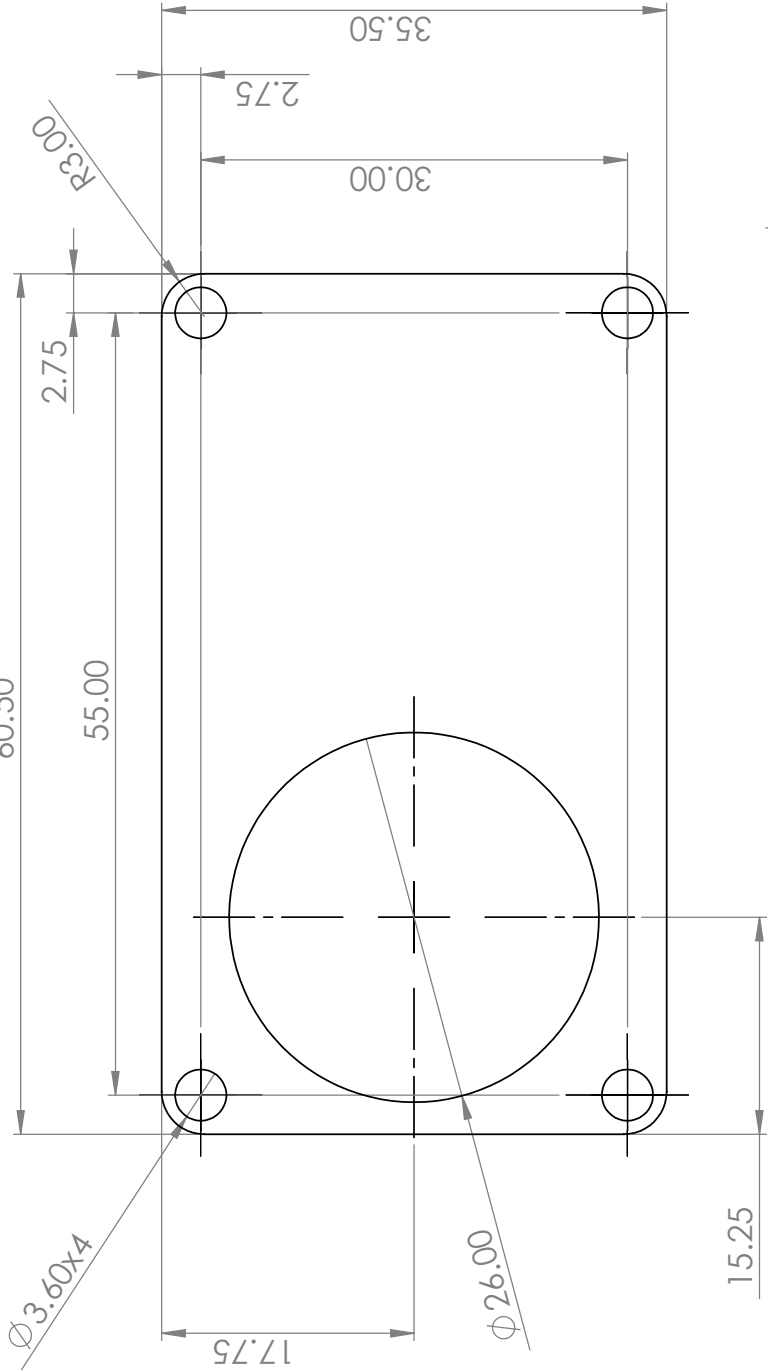
6 5 4 3 2 1

D

C

B

A



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM		ACABADO:		N/A		REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS		NO CAMBIA LA ESCALA		REVISIÓN		1	
TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:								Benemérita Universidad Autónoma de Puebla (BUAP) Facultad de Ciencias de la Electrónica (FCE)					
		NOMBRE		FIRMA		FECHA		TÍTULO:					
DIBUJ.		Daniel Centeno				10/08/2021							
VERIF.													
APROB.													
FABR.													
CALID.													
								MATERIAL: Nylamid		N.º DE DIBUJO A4			
								PESO:		ESCALA:2:1		HOJA 1 DE 1	

Exoesqueleto

Tapa_Carcasa

6 5 4 3 2 1

Cartas de invitación

En esta sección se presentan las cartas de invitación para realizar estancias académicas en el laboratorio UMI-LAFMIA perteneciente al CINVESTAV-IPN.

Ciudad de México, a 19 de septiembre de 2019,

ASUNTO: CARTA DE INVITACIÓN

Daniel Centeno Barreda
P r e s e n t e .

Estimado Daniel :

En el marco de la colaboración entre la MCEA-FCE-BUAP y el Laboratorio UMI-LAFMIA en relación al proyecto: EXOESQUELETO PARA CODO, el cual forma parte de su tesis de maestría, me es grato hacerle la cordial invitación a una estancia en nuestro laboratorio, durante el período de otoño 2019, con el fin de que desarrolle las actividades correspondientes a los objetivos del proyecto.

Esperando verlo pronto por nuestras instalaciones, me despido enviándole un cordial saludo.

ATENTAMENTE



DR. JESÚS RICARDO LÓPEZ GUTIÉRREZ
PROFESOR
LABORATORIO UMI-LAFMIA
CINVESTAV-IPN
MÉXICO

Ciudad de México, a 1 de febrero de 2020,
ASUNTO: CARTA DE INVITACIÓN

A QUIEN CORRESPONDA,

Estimado DANIEL CENTENO BARREDA:

En el marco de la colaboración entre la MCEA-FCE-BUAP y el Laboratorio UMI-LAFMIA en relación al proyecto: EXOESQUELETO PARA CODO, el cual forma parte de su tesis de maestría, me es grato hacerle la cordial invitación a una estancia en nuestro laboratorio, durante el período de primavera 2020, con el fin de que desarrolle las actividades correspondientes a los objetivos del proyecto.

Esperando verlo pronto por nuestras instalaciones, me despido enviándole un cordial saludo.

ATENTAMENTE



DR. JESÚS RICARDO LÓPEZ GUTIÉRREZ
PROFESOR
LABORATORIO UMI-LAFMIA
CINVESTAV-IPN
MÉXICO



Cinvestav



LAFMIA
Laboratoire Franco-Mexicain d'Informatique et Automatique
Unité Mixte Internationale 3175 CNRS



CONACYT

Artículos

En esta sección se presentan los artículos publicados durante el trabajo de tesis. Estos también pueden ser consultados en los siguientes sitios web.

Artículo: Control PD con compensación adaptable aplicado a un exoesqueleto para la articulación del codo.

ISSN: 1946-5351

ISBN: 978-1-939982-65-0

Link: <https://static1.squarespace.com/static/55564587e4b0d1d3fb1eda6b/t/60a7de49d9e07e2ed6d128aa/1621614166381/Tomo+02+-+Memorias+Academia+Journals+Morelia+2021.pdf>

Páginas: 324-329

Artículo: Diseño y simulación de un exoesqueleto para la articulación del codo.

ISBN: 978-607-9394-23-3

Link: <http://www.mecamex.net/Libros/2021-Libro-DisenoColaborativoenMecatronica.pdf>

Páginas: 36-51



Diseño y simulación de un exoesqueleto para la articulación del codo

Centeno Barreda Daniel¹, Palomino Merino Amparo Dora¹, López Gutiérrez Jesús Ricardo².

Facultad de Ciencias de la Electrónica. Benemérita Universidad Autónoma de Puebla¹.
Laboratorio Franco Mexicano de Informática y Automática. Centro de investigación y de Estudios Avanzados, IPN².
Centeno.201009201@gmail.com

Resumen

Los exoesqueletos son dispositivos que pueden colocarse sobre alguna o varias extremidades del cuerpo humano, estos están diseñados para complementar, sustituir o incrementar las capacidades físicas del usuario. En el presente documento se diseña un exoesqueleto capaz de asistir a un paciente con alguna lesión que afecte la flexión-extensión de la articulación del codo. Este prototipo integra sensores de electromiografía para detectar la intención de movimiento de la articulación del codo, así como una unidad de medición inercial para detectar el movimiento en la articulación del hombro; también se realiza el análisis cinemático y dinámico del prototipo. Por último, se presenta la simulación del control de movimiento aplicando un control PD con compensación adaptable.

Palabras clave: Exoesqueleto, rehabilitación, articulación codo, control adaptable.

1. Introducción

Se estima que el 10% de la población mundial tiene algún tipo de discapacidad. En México, según datos del INEGI entre los años 2014 y 2018, el porcentaje de la población con algún tipo de discapacidad aumentó de 6.0% a 6.3%. Los mismos datos estadísticos indican que el porcentaje de la población cuya discapacidad está relacionada con dificultades para mover su brazo o mano también incrementó de 17.0% a 17.8%.

El uso de exoesqueletos ya sea en terapias de rehabilitación o durante las actividades diarias permite mejorar la calidad de vida de aquellas personas que sufren alguna condición médica que afecta sus habilidades motrices.

Los exoesqueletos son dispositivos diseñados para colocarse sobre las extremidades humanas y cuyo movimiento se encuentra estrechamente relacionado al movimiento anatómico de las articulaciones del cuerpo humano [1]. Algunas de sus aplicaciones son: teleoperación, aumento de fuerza y rehabilitación o asistencia del movimiento en extremidades lesionadas.

Dependiendo de la aplicación y el miembro que cubren, los exoesqueletos ofrecen diversos desafíos en áreas como diseño mecánico, electrónica y control [2],[3],[4]. La característica más importante de los exoesqueletos es la interacción entre el dispositivo y el usuario pues implica un acoplamiento físico entre ambos, por lo que las acciones de los dos elementos deben coordinarse y adaptarse mutuamente, ya que el comportamiento inesperado de uno de ellos durante la interacción puede provocar lesiones graves.

El brazo juega un papel importante en las actividades diarias pues es la extremidad encargada de la manipulación de objetos. Entre los movimientos más importantes que se llevan a cabo en esta extremidad se encuentran aquellos relacionados a la articulación del codo, estos son: flexión-extensión



y pronación-supinación. El primer movimiento tiene la función de acercar o alejar la mano del torso, mientras que el segundo movimiento trabaja en conjunto con la articulación de la muñeca para proporcionar el giro de la mano sobre el eje del antebrazo [5].

Actualmente se han desarrollado una gran variedad de exoesqueletos enfocados a la flexión-extensión de la articulación del codo, cada uno de ellos propone distintas soluciones al control de movimiento. Por ejemplo: el exoesqueleto [6], que es actuado por un motor de corriente directa acoplado a un engranaje helicoidal, utiliza dos sensores de electromiografía y una operación lógica Xor para girar la articulación del codo en la dirección deseada. Por otra parte, el prototipo [7] aplica una estrategia de control que requiere conocer los parámetros tanto del usuario como del actuador. Mientras que en el exoesqueleto del codo para rehabilitación [8], el cual es accionado por cables con memoria de forma, se aplica un control proporcional integral derivativo (PID).

Uno de los retos en el desarrollo de este tipo de exoesqueletos es el diseño e implementación de estrategias de control. El Control proporcional derivativo (PD) más compensación gravitacional es una de las estrategias de control más sencillas de usar en robots manipuladores [9]. Sin embargo, para su implementación en exoesqueletos es necesario conocer parámetros tales como masa y centro de masa de la extremidad sobre la que se coloca el dispositivo.

Para el caso de los exoesqueletos, implementar estrategias de control que se basan en el conocimiento de los parámetros del modelo dinámico suele ser complicado debido a la dificultad para obtener el valor numérico de parámetros tales como: masa, centro de masa e inercia de las extremidades del cuerpo humano. Esto se debe a que el cuerpo humano se compone de huesos, músculos y diferentes tejidos que varían en volumen y densidad. Además, estos parámetros son únicos para cada persona.

El presente trabajo consiste en el diseño de un exoesqueleto de asistencia para la flexión-extensión de la articulación del codo y la simulación del control de movimiento aplicando un control PD con compensación adaptable.

El motivo por el que se propone aplicar un control PD con compensación adaptable es que soluciona el problema del control de movimiento aun cuando existe incertidumbre en los parámetros [10]. Además, aunque no garantiza la convergencia de los parámetros hacia los valores reales, si garantiza que el error tienda a cero. Estas características no solo permiten omitir el proceso de medición de los parámetros, si no que también hacen posible diseñar un exoesqueleto capaz de adaptarse a un amplio rango de usuarios con distintas complejidades.

2. Diseño del prototipo

Para el diseño del prototipo y su posterior análisis cinemático y dinámico solo se consideran 3 grados de libertad [5] los cuales se muestran en las figuras 1 y 2, estos son: flexión-extensión y abducción-aducción de la articulación del hombro; flexión-extensión de la articulación del codo. Cabe destacar que el prototipo solo cuenta con un actuador para la articulación del codo mientras que el usuario tendrá libertad de movimiento en la articulación del hombro.

El dimensionamiento del prototipo se realizó en base a un estudio antropométrico realizado a la población mexicana [11]. De los datos presentados en el estudio, sólo se tomaron en cuenta aquellos relacionados a la extremidad superior, específicamente la distancia entre el hombro, codo y muñeca. En la tabla 1 se muestran las medidas promedio de estatura, peso, longitud del antebrazo y longitud del antebrazo tanto en hombres como en mujeres, el rango de edad es de 18 a 64 años. A partir de estos datos se establecieron las medidas máximas y mínimas para cada uno de los eslabones que componen la estructura del exoesqueleto: longitud del brazo 270-330mm, longitud del antebrazo 220-240mm.

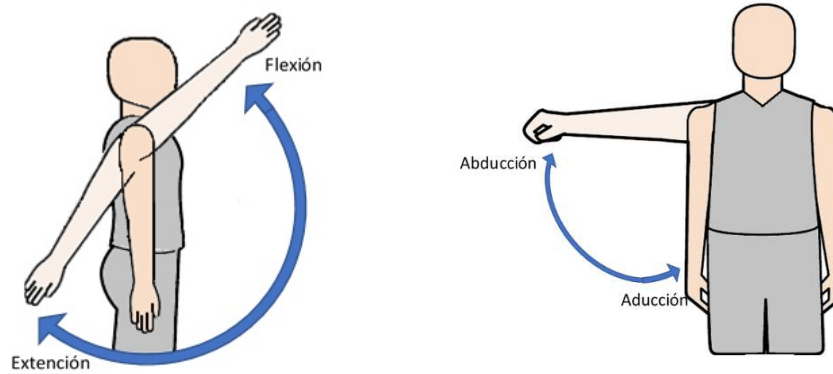


Figura 1. Flexión-extensión y abducción-aducción del hombro

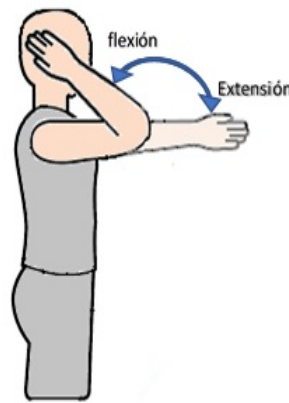


Figura 2. Flexión-extensión del codo

Tabla 1. Medidas antropométricas de la población mexicana.

Descripción	Hombres			Mujeres		
	Percentil 5%	Percentil 50%	Percentil 95%	Percentil 5%	Percentil 50%	Percentil 95%
Peso (kg)	55.31	72.10	97.30	48.00	60.50	88.00
Estatura (mm)	1576	1668	1780	1471	1570	1658
Longitud del brazo (mm)	293	312	335	268	286	300
Longitud antebrazo (mm)	231	243	226	214	228	240

En la figura 3 se muestra el modelo CAD del exoesqueleto, diseñado en la Facultad de Ciencias de la Electrónica de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla junto con el UMI-LAFMIA del Cinvestav, IPN. Para la articulación del codo se utiliza un servomotor marca Gyems RMD-X8. El movimiento relacionado a la flexión-extensión y abducción-aducción de la articulación del hombro se detecta por medio del sensor MPU6050 el cual es una unidad de medición inercial que contiene un acelerómetro de 3 ejes y un giroscopio de 3 ejes; este sensor fue colocado dentro de una carcasa, a un lado de la articulación del hombro, como se muestra en la figura 4.

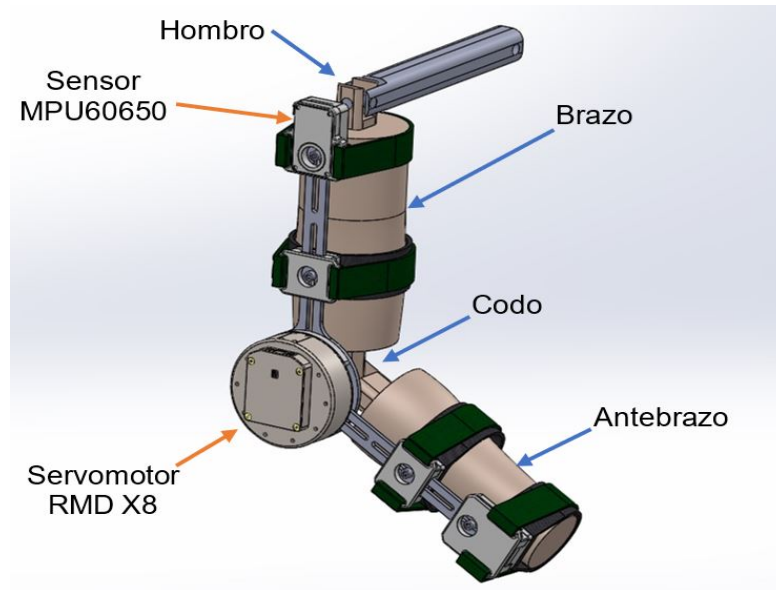


Figura 3. Modelo CAD del exoesqueleto

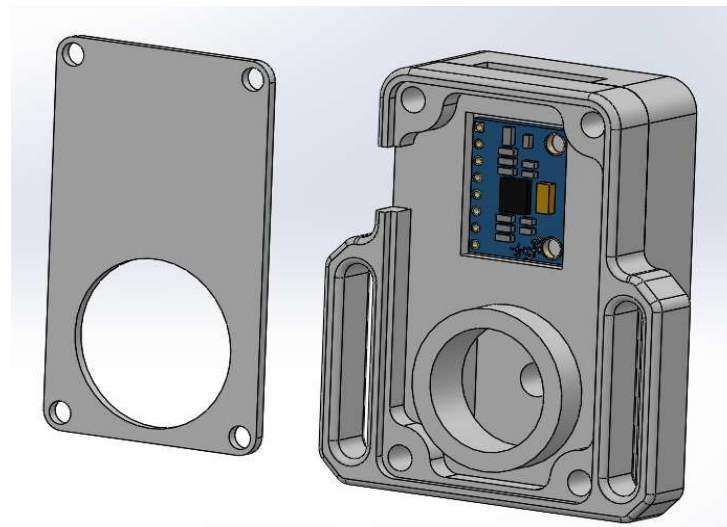


Figura 4. Carcasa del sensor MPU 6050

El prototipo debe estar compuesto por una estructura ligera y capaz de soportar el peso de la extremidad del usuario, así como otras fuerzas externas; considerando estas características se optó por utilizar una aleación de aluminio 6061 para la estructura principal, esta aleación presenta propiedades mecánicas como baja densidad y alta resistencia. Las partes encargadas de sujetar el exoesqueleto al brazo serán manufacturadas usando Nylamid, el cual es un tipo de polímero perteneciente a la familia de las poliamidas.

El peso del prototipo se puede estimar asignando al modelo CAD el tipo de material con el que se fabricará cada pieza. En la tabla 2 se muestra el peso aproximado para cada uno de los eslabones que componen el prototipo. El peso del motor se obtuvo mediante la hoja de datos del fabricante.



Tabla 2. Peso aproximado del prototipo.

Eslabón brazo	peso (gr.)	Eslabón antebrazo	peso (gr)
Barra brazo	79.44	Barra antebrazo	61.55
Sujetador brazo	37.23	Sujetador antebrazo	57.51
Carcasa sensor MPU6050	55.08	Sujetador muñeca	58.86
Motor	630	Soporte Motor	13.23
Total	801.75	Total	191.15
Total	992.9 gr.		

3. Cinemática directa

La cinemática directa contemplando el exoesqueleto junto con la extremidad superior se obtiene de acuerdo con la convención Denavit-Hartenberg (DH) [9]; en la figura 5 se muestra la asignación de los sistemas de referencia. El análisis se realiza sobre el miembro superior derecho, sin embargo, con el fin de hacer un sistema de referencia común para ambos miembros, el sistema de referencia base se ubica sobre el plano sagital entre las articulaciones de los hombros.

Los parámetros DH del sistema se muestran en la tabla 3. Las articulaciones q_1 y q_2 corresponden a la abducción-aducción y a la flexión-extensión del hombro, mientras que q_3 define la flexión-extensión del codo; l_0 representa la longitud media entre ambos hombros, l_2 corresponde a la longitud del brazo medido desde el hombro hasta el codo, l_3 es la longitud del antebrazo medido desde el codo hasta la muñeca.

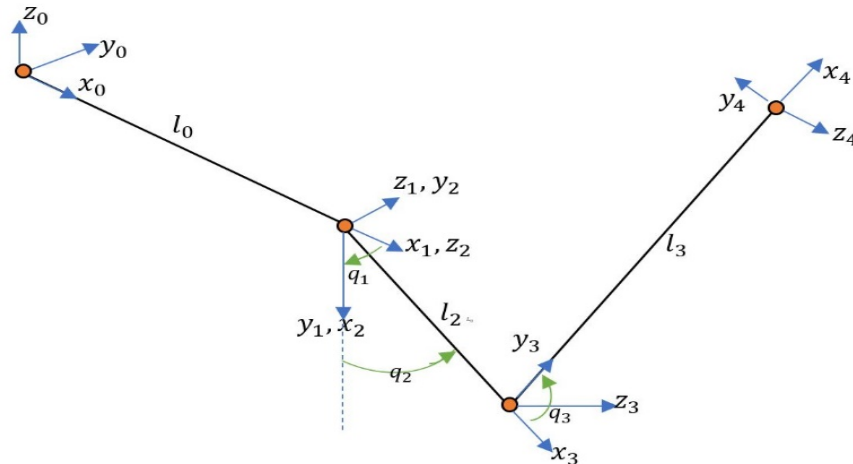


Figura 5. Asignación de los sistemas de coordenadas

Tabla 3. Parámetros DH.

Eslabón	l_i	d_i	α_i	θ_i
0	l_0	0	$-\pi/2$	0
1	0	0	$\pi/2$	q_1
2	l_2	0	0	q_2
3	l_3	0	0	q_3



Las matrices de transformación homogénea para cada articulación, descritas en (1)-(4) se obtienen a partir de la tabla 2.

$$H_0^1 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & l_0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

$$H_1^2 = \begin{bmatrix} C_1 & 0 & -S_1 & 0 \\ S_1 & 0 & C_1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

$$H_2^3 = \begin{bmatrix} C_2 & -S_2 & 0 & l_2 C_2 \\ S_2 & C_2 & 0 & l_2 S_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

$$H_3^4 = \begin{bmatrix} C_3 & -S_3 & 0 & l_3 C_3 \\ S_3 & C_3 & 0 & l_3 S_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4)$$

La matriz general de transformación homogénea (5) se obtiene como el producto de las matrices (1)-(4).

$$H_0^4 = H_0^1 H_1^2 H_2^3 H_3^4 = \begin{bmatrix} C_{23}C_1 & -S_{23}C_1 & -S_1 & l_0 + C_1(l_3C_{23} + l_2C_2) \\ S_{23} & C_{23} & 0 & l_3S_{23} + l_2S_2 \\ -C_{23}S_1 & S_{23}S_1 & -C_1 & -S_1(l_3C_{23} + l_2C_2) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5)$$

Las funciones senoidales se representan como: $S_1 = \sin(q_1)$; $S_2 = \sin(q_2)$; $S_{23} = \sin(q_2 + q_3)$, mientras que las funciones cosenoidales son: $C_1 = \cos(q_1)$; $C_2 = \cos(q_2)$; $C_{23} = \cos(q_2 + q_3)$.

4. Modelo dinámico

Para obtener el modelo dinámico del exoesqueleto incluyendo la extremidad superior, se emplearon las ecuaciones de movimiento de Euler-Lagrange. Para un robot de n grados de libertad el modelo dinámico se encuentra descrito en forma compacta [9] como:

$$\tau = M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) \quad (6)$$

Aquí, $M(q)$ es la matriz de inercia; $C(q, \dot{q})$ es la matriz de fuerzas centrípetas y de Coriolis; $g(q)$ es el vector de fuerza y pares gravitacionales; $\ddot{q}$, $\dot{q}$ y q son los vectores de aceleraciones, velocidades y posiciones articulares. La matriz de inercia $M(q)$ se puede obtener a partir de [12] como:

$$M(q) = \sum_{i=1}^n (m_i J_{vi}^T J_{vi} + J_{wi}^T R_{0i} I_i R_{0i}^T J_{wi}) \quad (7)$$

Donde m_i , J_{vi} , J_{wi} , e I_i son respectivamente la masa, el jacobiano de velocidad lineal, el jacobiano de velocidad angular y el tensor de inercia, todos respectivos al i -ésimo eslabón, mientras que R_{0i} es la matriz de rotación del i -ésimo sistema de referencia con respecto al sistema de referencia fijo. Las longitudes hacia los centros de masa de los eslabones 2 y 3 medidos respectivamente desde las articulaciones del hombro y codo son l_{c2} y l_{c3} . Para el sistema que se está analizando, lo descrito anteriormente queda definido como:



$$J_{v2} = \begin{bmatrix} -l_{c2}C_2S_1 & -l_{c2}C_1S_1 & 0 \\ 0 & l_{c2}C_2 & 0 \\ -l_{c2}C_1C_2 & l_{c2}S_1 & 0 \end{bmatrix} \quad (8)$$

$$J_{v3} = \begin{bmatrix} -S_1(l_{c3}C_{23} + l_2C_2) & -C_1(l_{c3}S_{23} + l_2S_2) & -l_{c3}S_{23}C_1 \\ 0 & l_{c3}C_{23} + l_2C_2 & l_{c3}C_{23} \\ -C_1(l_{c3}C_{23} + l_2C_2) & S_1(l_{c3}S_{23} + l_2S_2) & l_{c3}S_{23}S_1 \end{bmatrix} \quad (9)$$

$$J_{w2} = \begin{bmatrix} 0 & -S_1 & 0 \\ 1 & 0 & 0 \\ 0 & -C_1 & 0 \end{bmatrix} \quad (10)$$

$$J_{w3} = \begin{bmatrix} 0 & -S_1 & -S_1 \\ 1 & 0 & 0 \\ 0 & -C_1 & -C_1 \end{bmatrix} \quad (11)$$

$$I_2 = \begin{bmatrix} I_{2xx} & 0 & 0 \\ 0 & I_{2yy} & 0 \\ 0 & 0 & I_{2zz} \end{bmatrix} \quad (12)$$

$$I_3 = \begin{bmatrix} I_{3xx} & 0 & 0 \\ 0 & I_{3yy} & 0 \\ 0 & 0 & I_{3zz} \end{bmatrix} \quad (13)$$

$$R_{03} = \begin{bmatrix} C_2C_1 & -S_2C_1 & -S_1 \\ S_2 & C_2 & 0 \\ -C_2S_1 & S_1S_2 & -C_1 \end{bmatrix} \quad (14)$$

$$R_{04} = \begin{bmatrix} C_{23}C_1 & -S_{23}C_1 & -S_1 \\ S_{23} & C_{23} & 0 \\ -C_2S_1 & S_{23}S_1 & -C_1 \end{bmatrix} \quad (15)$$

Por lo tanto, a partir de las ecuaciones (8)-(15) cada elemento de la matriz $M(\mathbf{q})$ queda definido como:

$$M(\mathbf{q}) = \begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} \end{bmatrix} \quad (16)$$

$$m_{11} = (I_{1xx} - l_{c2}^2 m_1)S_2^2 + (I_{1yy} + l_2^2 m_2)C_2^2 + (I_{2yy} + l_{c3}^2 m_2)C_{23}^2 + I_{2xx}S_{23}^2 + 2l_2 l_{c3} m_2 C_2 C_{23} + l_{c2}^2 m_1$$

$$m_{12} = 0$$

$$m_{13} = 0$$

$$m_{21} = 0$$

$$m_{22} = l_2^2 m_2 + 2l_2 l_{c3} m_2 C_3 + l_{c3}^2 m_2 + l_{c2}^2 m_1 + I_{1zz} + I_{2zz}$$

$$m_{23} = l_2 l_{c3} m_2 C_3 + l_{c3}^2 m_2 + I_{2zz}$$

$$m_{31} = 0$$

$$m_{32} = l_2 l_{c3} m_2 C_3 + l_{c3}^2 m_2 + I_{2zz}$$

$$m_{33} = l_{c3}^2 m_2 + I_{2zz}$$



La matriz $C(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$ se puede obtener mediante los símbolos de Christoffel [13]:

$$c_{ijk}(q) = \frac{1}{2} \left[\frac{\partial M_{kj}(q)}{\partial q_i} + \frac{\partial M_{ki}(q)}{\partial q_j} + \frac{\partial M_{ij}(q)}{\partial q_k} \right] \quad (17)$$

Donde M_{ij} denota el ij -ésimo elemento de la matriz $M(\mathbf{q})$. El kj -ésimo elemento de la matriz $C(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$ se obtiene de:

$$c_{kj}(q, \dot{q}) = \begin{bmatrix} c_{1jk}(q) \\ c_{2jk}(q) \\ \dots \\ c_{njk}(q) \end{bmatrix}^T \dot{q} \quad (18)$$

Entonces a partir de las ecuaciones (16), (17) y (18) la matriz $C(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$ es:

$$C(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) = \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} \\ c_{21} & c_{22} & c_{23} \\ c_{31} & c_{32} & c_{33} \end{bmatrix} \quad (19)$$

$$c_{11} = (I_{1yy} - I_{1xx} + l_2^2 m_2 + l_{c2}^2 m_1) C_2 S_2 \dot{q}_2 + (I_{2yy} - I_{2xx} + l_{c3}^2 m_2) C_{23} S_{23} (\dot{q}_2 + \dot{q}_3) - l_2 l_{c3} m_2 (C_{23} S_2 + S_{23} C_2) \dot{q}_2 - l_2 l_{c3} m_2 C_2 S_{23} \dot{q}_3$$

$$c_{12} = (I_{1yy} - I_{1xx} + l_2^2 m_2 + l_{c2}^2 m_1) C_2 S_2 \dot{q}_1 + (I_{2yy} - I_{2xx} + l_{c3}^2 m_2) C_{23} S_{23} \dot{q}_1 + l_2 l_{c3} m_2 (C_{23} S_2 + S_{23} C_2) \dot{q}_1$$

$$c_{13} = (I_{2xx} - I_{2yy} - l_{c3}^2 m_2) C_{23} S_{23} \dot{q}_1 - l_2 l_{c3} m_2 C_2 S_{23} \dot{q}_1$$

$$c_{21} = (I_{1yy} - I_{1xx} + l_2^2 m_2 + l_{c2}^2 m_1) C_2 S_2 \dot{q}_1 + (I_{2yy} - I_{2xx} + l_{c3}^2 m_2) C_{23} S_{23} \dot{q}_1 + l_2 l_{c3} m_2 (C_{23} S_2 + S_{23} C_2) \dot{q}_1$$

$$c_{22} = -l_2 l_{c3} m_2 S_3 \dot{q}_3$$

$$c_{23} = -l_2 l_{c3} m_2 S_3 (\dot{q}_2 + \dot{q}_3)$$

$$c_{31} = (I_{2yy} - I_{2xx} + l_{c3}^2 m_2) C_{23} S_{23} \dot{q}_1 + l_2 l_{c3} m_2 C_2 S_{23} \dot{q}_1$$

$$c_{32} = l_2 l_{c3} m_2 S_3 \dot{q}_3$$

$$c_{33} = 0$$

El vector de fuerzas y pares gravitacionales se puede obtener a partir de [8] como:

$$\mathbf{g}(\mathbf{q}) = \frac{\partial U(\mathbf{q})}{\partial \mathbf{q}} \quad (20)$$

La energía potencial $U(\mathbf{q})$ del sistema es:

$$U(\mathbf{q}) = m_1 l_{c2} g (1 - C_2 S_1) + m_2 g (l_2 + l_{c3} - S_1 (l_2 C_2 + l_{c3} C_{23})) \quad (21)$$

Entonces aplicando la ecuación (20):

$$\mathbf{g}(\mathbf{q}) = \begin{bmatrix} -m_2 l_{c3} C_1 C_{23} - (m_2 l_2 + l_{c2} m_1) C_1 C_2 \\ m_2 l_{c3} S_1 S_{23} + (m_2 l_2 + l_{c2} m_1) S_1 S_2 \\ l_{c3} m_2 S_{23} S_1 \end{bmatrix} \quad (22)$$



5. Control de movimiento

Una vez que se conoce la cinemática y dinámica el sistema, se procede a proponer una ley de control que permita moverlo siguiendo una trayectoria deseada. Para tal motivo se debe tomar en cuenta que la única articulación en la que se utiliza un actuador es q_3 que corresponde a los movimientos de flexión-extensión del codo. Entonces, la ley de control se diseñará específicamente para que q_3 siga una trayectoria deseada.

Otros aspectos importantes para seleccionar la ley de control adecuada es que el exoesqueleto será utilizado por un rango de personas cuyo peso y estatura varía, además, el usuario podrá manipular objetos, esto conlleva a que exista una incertidumbre en los parámetros del modelo dinámico y por lo tanto se consideran desconocidos. Por otra parte, el usuario podrá mover libremente la articulación del hombro; por lo cual, para detectar las posiciones, velocidades y aceleraciones de las articulaciones q_1 y q_2 referentes a los movimientos de flexión-extensión y aducción-abducción del hombro, se hace uso de una unidad de medición inercial.

En base a lo anterior se propone aplicar un control de tipo PD con compensación adaptable [10], cuya principal característica es que permite resolver el problema de control de movimiento cuando existe incertidumbre en los parámetros del modelo dinámico.

Al utilizar una ley de control adaptable es necesario aplicar la propiedad de linealidad en los parámetros del modelo dinámico [10] de tal forma que este pueda reescribirse como:

$$M(q, \theta)u + C(q, \omega, \theta)v + g(q, \theta) = \Phi\theta \quad (23)$$

Donde θ es un vector de parámetros desconocidos, Φ es una matriz de funciones no lineales, $u = \ddot{q}$, y $v = \dot{\omega} = \dot{q}$. Para el caso de la articulación que corresponde a la flexión-extensión del codo, la parametrización resultante es:

$$\tau_3 = \Phi\theta = [\Phi_1 \quad \Phi_2 \quad \Phi_3 \quad \Phi_4] \begin{bmatrix} \theta_1 \\ \theta_2 \\ \theta_3 \\ \theta_4 \end{bmatrix} \quad (24)$$

$$\theta = \begin{bmatrix} \theta_1 \\ \theta_2 \\ \theta_3 \\ \theta_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} I_{2zz} + l_{c3}^2 m_2 \\ l_2 l_{c3} m_2 \\ I_{2yy} - I_{2xx} + l_{c3}^2 m_2 \\ l_{c3} m_2 \end{bmatrix}$$

$$\Phi = \begin{bmatrix} \Phi_1 \\ \Phi_2 \\ \Phi_3 \\ \Phi_4 \end{bmatrix}^T = \begin{bmatrix} u_2 + u_3 \\ u_2 C_3 + \omega_1^2 S_{23} C_2 + \omega_2^2 S_3 \\ \omega_1^2 C_{23} S_{23} \\ S_1 S_{23} g \end{bmatrix}^T$$

De forma general, la ley de control PD con compensación adaptable junto con su parametrización se define en las ecuaciones (25) y (26), mientras que el vector de parámetros adaptables $\hat{\theta}$ se describe en la ecuación (27):

$$\tau = K_p \tilde{q} + K_v \dot{\tilde{q}} + M(q, \hat{\theta})[\ddot{q}_d + \Lambda \dot{\tilde{q}}] + C(q, \dot{q}, \hat{\theta})[\dot{q}_d + \Lambda \tilde{q}] + g(q, \hat{\theta}) \quad (25)$$

$$\tau = K_p \tilde{q} + K_v \dot{\tilde{q}} + \Phi \hat{\theta} \quad (26)$$

$$\hat{\theta}(t) = \Gamma \int_0^t \Phi^T [\dot{\tilde{q}} + \Lambda \tilde{q}] ds + \hat{\theta}(0) \quad (27)$$



Donde K_p , K_v y Γ son matrices definidas positivas y $\Lambda = K_v^{-1}K_p$. Para el caso en el que solo se desea controlar la flexión-extensión de la articulación del codo, la ley de control queda definida como:

$$\tau_3 = k_p \tilde{q}_3 + k_v \dot{\tilde{q}}_3 + \Phi \hat{\theta} \quad (28)$$

El vector Φ corresponde al obtenido en la ecuación (24); los vectores u , v , ω y $\hat{\theta}$ quedan definidos como:

$$u = \begin{bmatrix} u_1 \\ u_2 \\ u_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \ddot{q}_1 \\ \ddot{q}_2 \\ \ddot{q}_{d3} + \lambda \tilde{q}_3 \end{bmatrix} \quad (29)$$

$$v = \begin{bmatrix} v_1 \\ v_2 \\ v_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 \\ \dot{q}_{d3} + \lambda \tilde{q}_3 \end{bmatrix} \quad (30)$$

$$\omega = \begin{bmatrix} \omega_1 \\ \omega_2 \\ \omega_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 \\ \dot{q}_3 \end{bmatrix} \quad (31)$$

$$\hat{\theta}(t) = \Gamma \int_0^t \Phi^T (\ddot{q}_3 + \lambda \tilde{q}_3) ds + \hat{\theta}(0) \quad (32)$$

Donde $k_p > 0$, $k_v > 0$, $\Gamma \in \mathbb{R}^{4 \times 4} > 0$ y $\lambda = k_p/k_v$. En la figura 6 se muestra el diagrama a bloques del sistema en lazo cerrado.

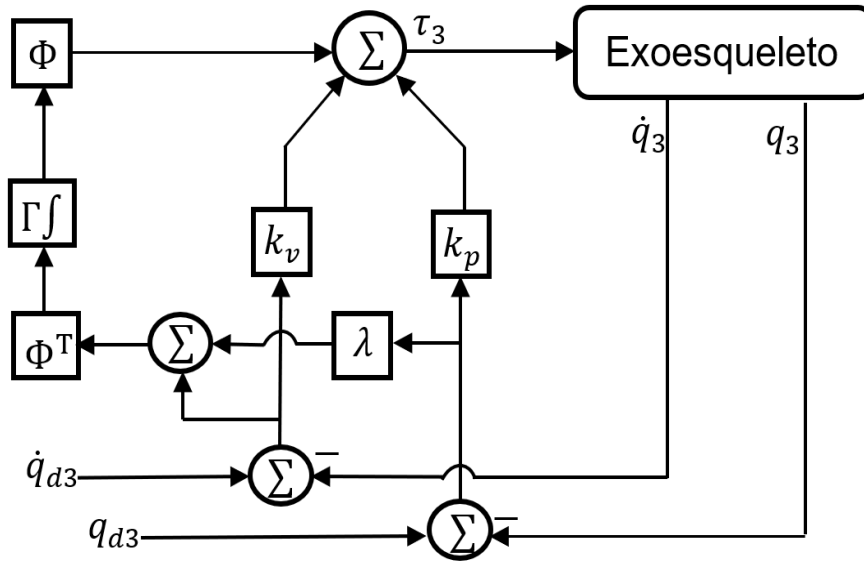


Figura 6. Diagrama a bloques del sistema en lazo cerrado

6. Simulación

Para la etapa de simulación se empleó el entorno Simulink el cual es una herramienta incluida en MATLAB para el modelado, simulación y análisis de sistemas dinámicos mediante diagramas de bloques.



En la figura 7 se muestra el diagrama a bloques que representa al exoesqueleto, la extremidad superior del usuario y la ley de control (28) en lazo cerrado. En el bloque 1 se encuentran las ecuaciones que representan las posiciones, velocidades y aceleraciones para cada articulación, en el bloque 2 se encuentra la ley de control PD con compensación adaptable, en bloque 3 se realiza el cálculo del vector de parámetros adaptables $\hat{\theta}$, por último, la retroalimentación se obtiene del bloque 4 que es donde encuentra el modelo dinámico del sistema; este bloque fue creado en Simscape.

Simscape es una herramienta para crear modelos de sistemas físicos dentro del entorno de Simulink mediante su representación en diagrama de bloques. Simscape, además permite Importar ensamblajes desde software CAD y añade soporte para la simulación del sistema físico en 3D. En las figuras 8 y 9 se muestra el diagrama a bloques con el que se representa al exoesqueleto junto con la extremidad superior del usuario, así como el modelo 3D resultante, respectivamente.

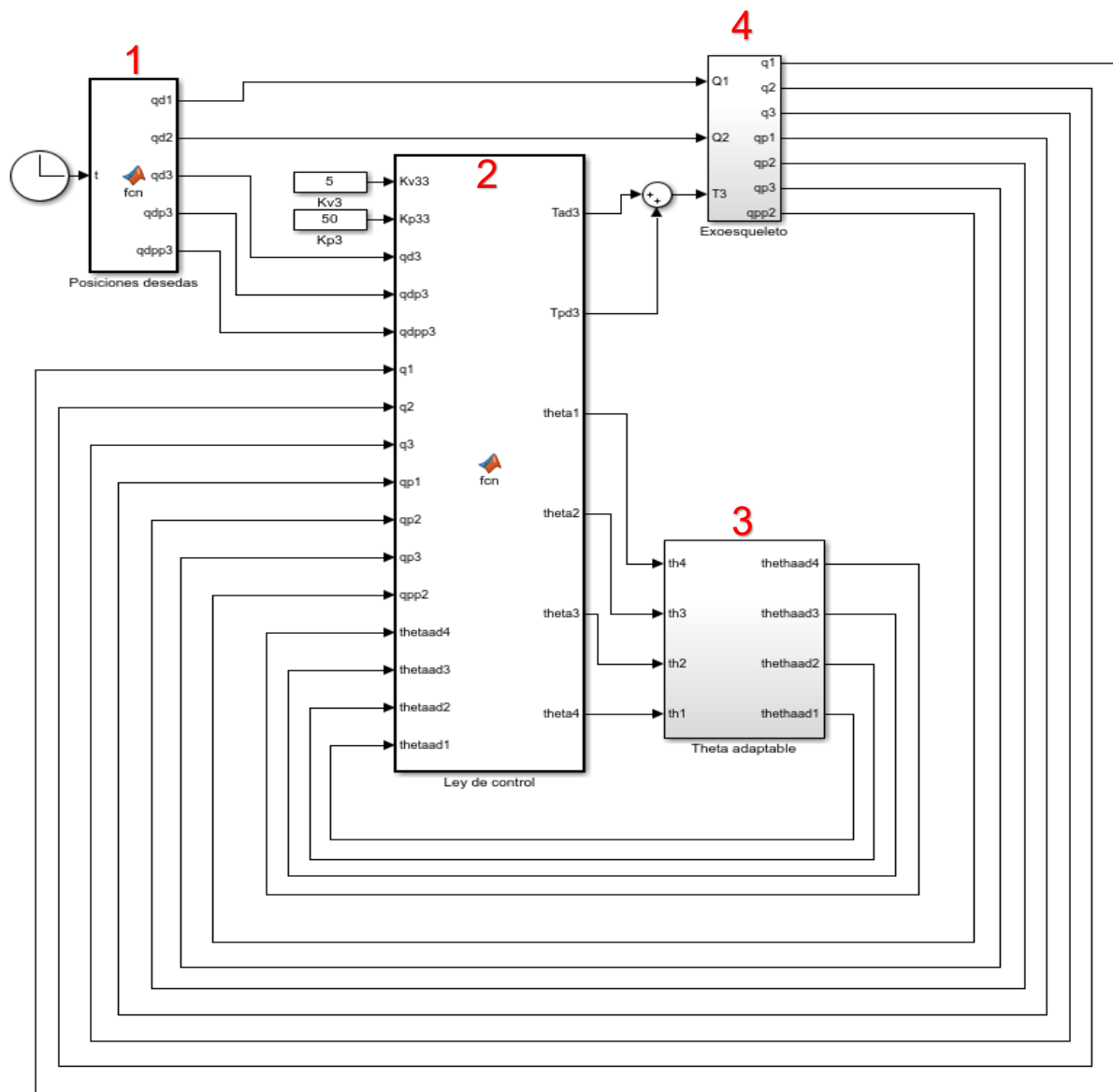


Figura 7. Implementación en Simulink del sistema en lazo cerrado

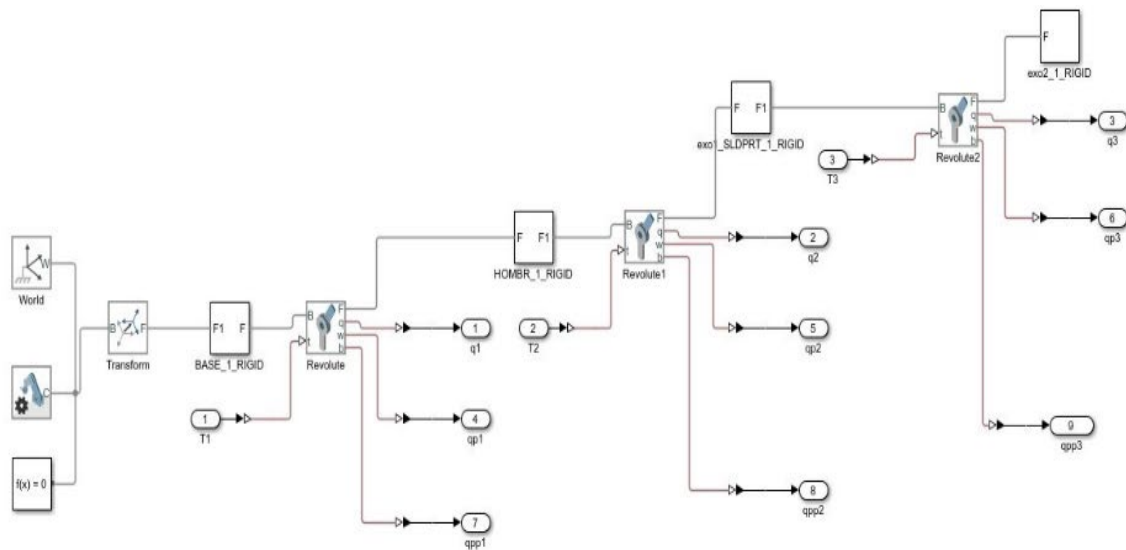


Figura 8. Representación en diagrama a bloques del exoesqueleto junto con la extremidad superior del usuario (desarrollado en Simscape)

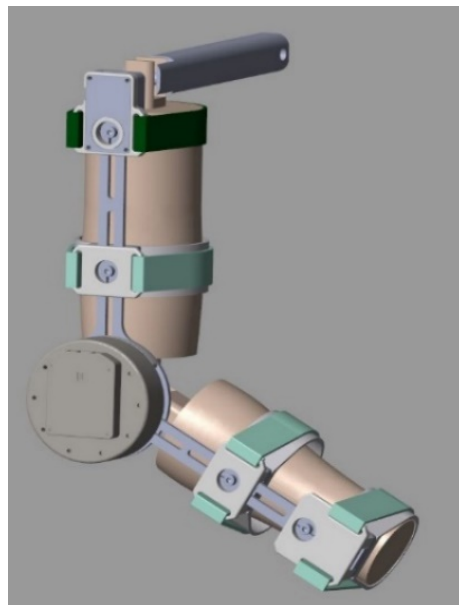


Figura 9. Modelo 3D del diagrama a bloques de la figura 7 (desarrollado en Simscape)

La trayectoria que se emplea en la simulación consiste en una rutina de movimiento de cuatro posiciones que abarcan la mayor parte del rango de movimiento de cada articulación. Esta rutina de movimiento se muestra en la figura 10.

El movimiento de las articulaciones q_1 y q_2 por parte del usuario, se representa por medio de las ecuaciones (33) y (36), estas ecuaciones se ingresan a cada uno de los bloques que representan la flexión-extensión y abducción-aducción del hombro, al hacer esto Simscape calculará automáticamente las velocidades y aceleraciones de dichas articulaciones y entregará estos datos a la salida del bloque 4. Mientras que para q_3 las posiciones velocidades y aceleraciones deseadas quedan definidas en las ecuaciones (38)-(40).

$$q_1 = (55(\cos(t) + 1) - 20) \left(\frac{\pi}{180} \right) \quad (33)$$

$$\dot{q}_1 = -55 \sin(t) \left(\frac{\pi}{180} \right) \quad (34)$$

$$\ddot{q}_1 = -55 \cos(t) \left(\frac{\pi}{180} \right) \quad (35)$$

$$q_2 = (55 \sin(.5t + 1.780\pi) + 35) \left(\frac{\pi}{180} \right) \quad (36)$$

$$\dot{q}_2 = (27.5 \cos(.5t + 1.780\pi)) \left(\frac{\pi}{180} \right) \quad (37)$$

$$\ddot{q}_2 = (-13.75 \sin(.5t + 1.780\pi)) \left(\frac{\pi}{180} \right) \quad (38)$$

$$q_{d3} = (50(1 - \cos(t)) + 15) \left(\frac{\pi}{180} \right) \quad (39)$$

$$\dot{q}_{d3} = 50(\sin(t)) \left(\frac{\pi}{180} \right) \quad (40)$$

$$\ddot{q}_{d3} = 50(\cos(t)) \left(\frac{\pi}{180} \right) \quad (41)$$

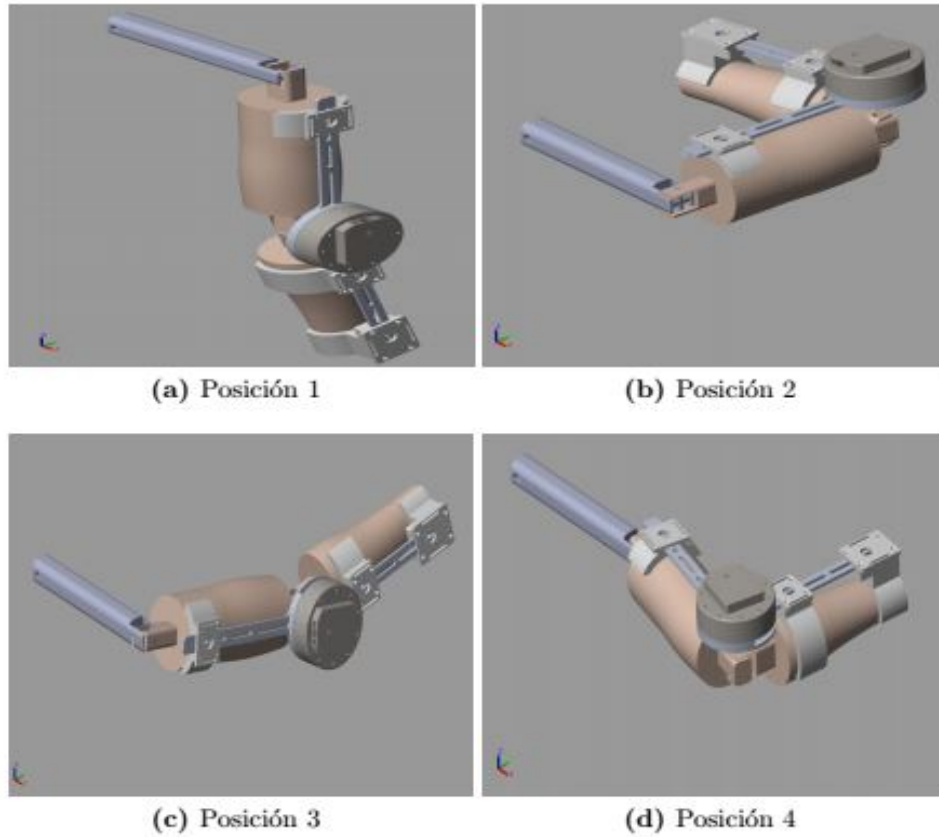


Figura 10. Rutina de movimiento

7. Resultados

A continuación, se muestran los resultados de la simulación. Las ganancias seleccionadas son: $k_p = 50$, $k_v = 5$, $\Gamma = \text{diag}\{.10 .24 1.3 .25\}$; estos valores se obtuvieron de forma heurística; en primer lugar, se determinaron las ganancias proporcional y derivativa considerando un lazo de control PD sin compensación, mientras que para la matriz de ganancias adaptables Γ se consideró un valor inicial pequeño [10]. El tiempo de simulación es $t = 10s$. En la figura 11 se muestra la estimación de los parámetros adaptables, en donde se puede notar que los parámetros estimados convergen a los siguientes valores:

$$\hat{\theta} = \begin{bmatrix} \hat{\theta}_1 \\ \hat{\theta}_2 \\ \hat{\theta}_3 \\ \hat{\theta}_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_{2zz} + l_{c3}^2 m_2 \\ l_2 l_{c3} m_2 \\ l_{2yy} - l_{2xx} + l_{c3}^2 m_2 \\ l_{c3} m_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.02803 \\ 0.0465 \\ 0.01849 \\ 0.2076 \end{bmatrix} \quad (44)$$

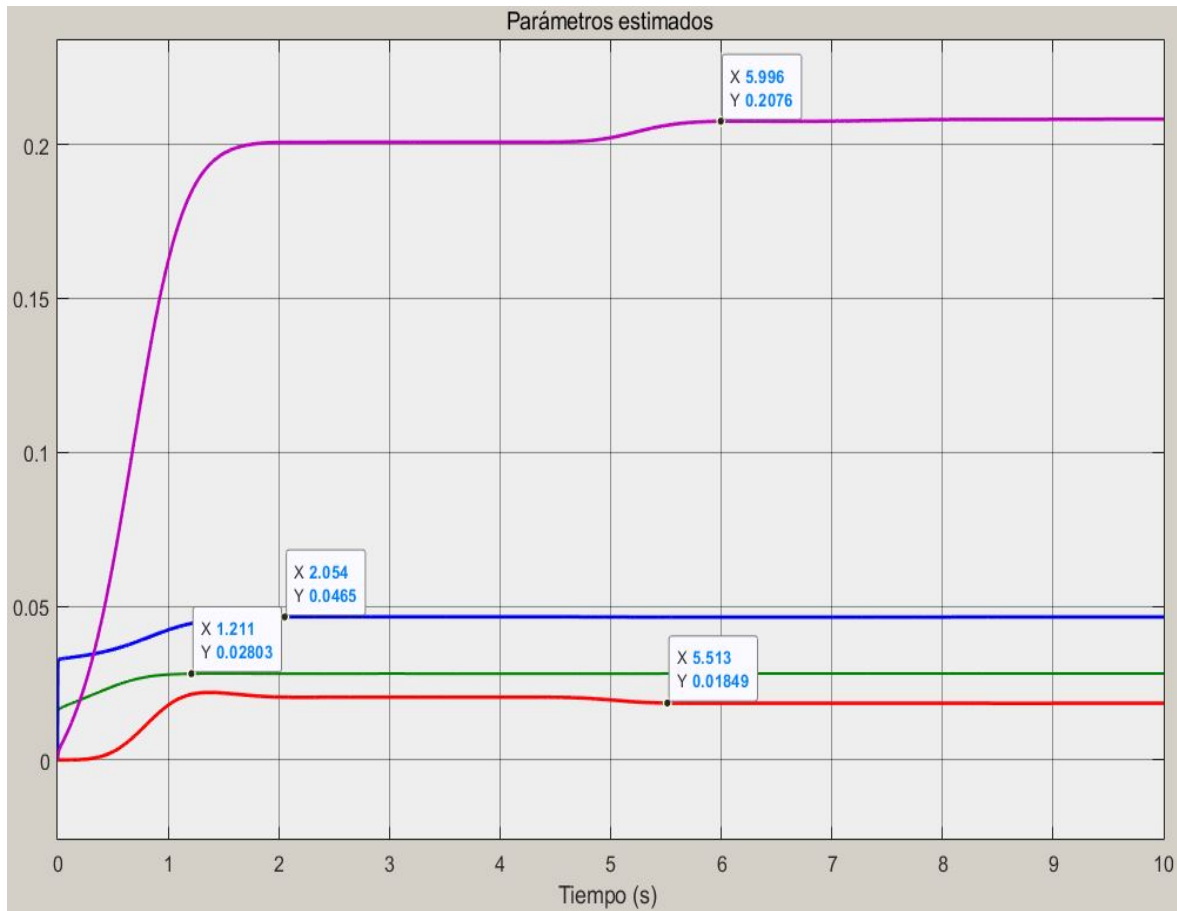


Figura 11. Parámetros estimados

En la figura 12 se muestra error de posición para la articulación q_3 , se puede notar que al comienzo de la simulación se presenta un error que alcanza un máximo de 0.83° , sin embargo, conforme el tiempo avanza, el error tiende a cero, si se compara este resultado con la figura 10 se puede notar que el error disminuye conforme la estimación de parámetros converge a un valor.

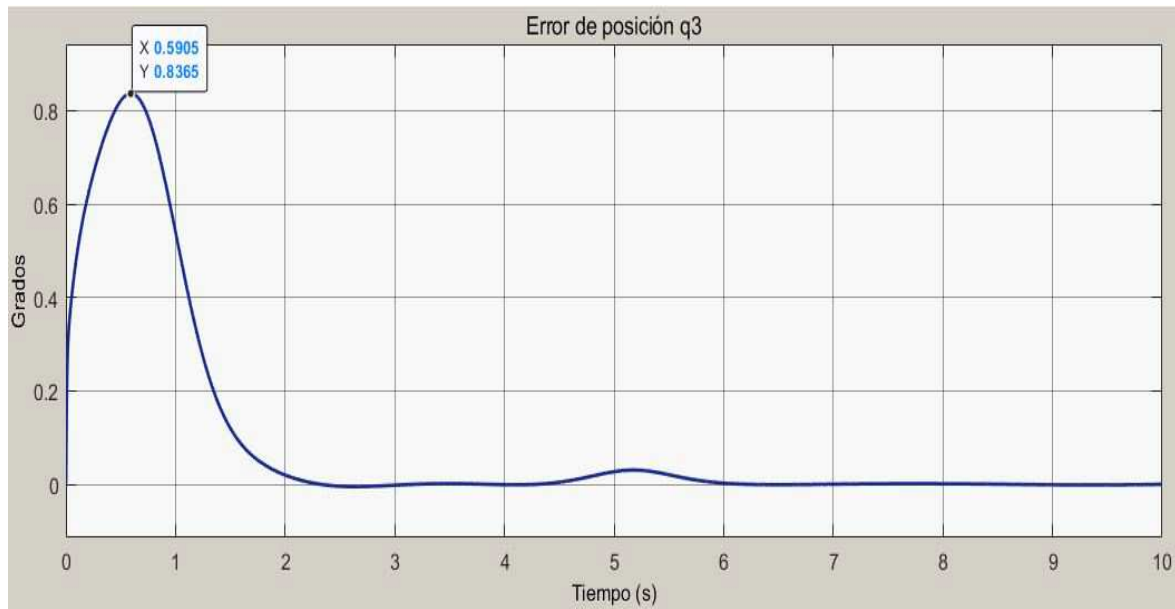


Figura 12. Error de posición para la articulación q_3

En la figura 13 se muestra el torque suministrado a la articulación del codo. Con fines de análisis, el torque se dividió en dos componentes: el torque proporcionado por la parte proporcional derivativa y el torque suministrado por la compensación adaptable. Se puede notar que al igual que con el error, la contribución del torque PD disminuye conforme los valores de los parámetros se estiman quedando únicamente la compensación adaptable.

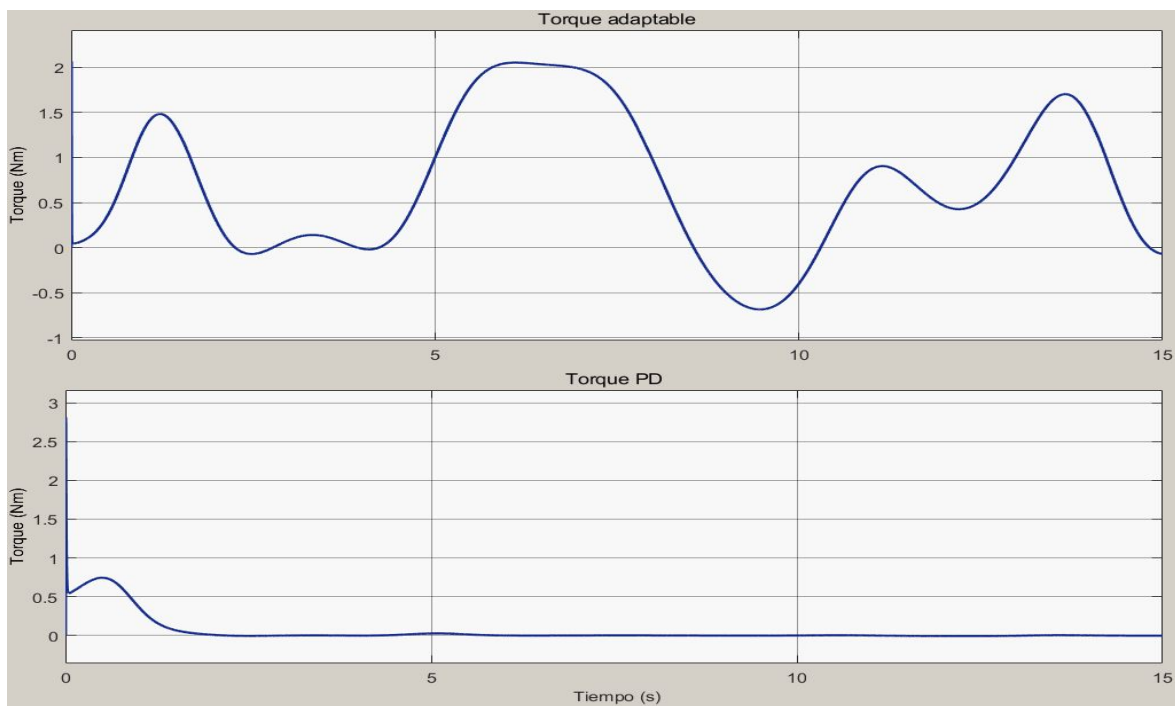


Figura 13. Torque suministrado a la articulación q_3



8. Conclusiones

El prototipo se diseñó con la finalidad de ser una estructura ligera y que pueda ser utilizada en las actividades diarias. La ventaja principal de este prototipo es: que al poseer una estructura que se adapta a un amplio rango de personas con distintos pesos y estaturas se puede omitir el proceso de medición de los parámetros reales; el cual si no se tienen las herramientas adecuadas resulta ser un proceso complicado.

Por medio de la simulación del sistema en lazo cerrado se verificó que, aunque el control PD con compensación adaptable no garantiza la convergencia de los parámetros hacia los valores reales, si garantiza que el error tienda a cero y por lo tanto que el objetivo de control de movimiento se cumpla.

Una vez que se ha comprobado que aplicar un control PD con compensación adaptable para controlar la flexión-extensión de la articulación del codo resulta ser una opción viable, como se ha demostrado aquí, como un trabajo complementario en un futuro cercano se procederá a manufacturar la estructura mecánica del prototipo, también se llevará a cabo caracterización de las señales provenientes del sensor MPU6050 y se integrará al prototipo un sensor de electromiografía que será utilizado para accionar el servomotor. Por último, se realizarán pruebas experimentales y se compararán los resultados obtenidos durante la simulación.

Referencias

- [1] Rosen J. "Wearable robotics", Academic press, USA, Primera edición, 2019.
- [2] Hernández J., López R., Salazar S., and Lozano R. "*Standing Mobility Exoskeleton Device*", 16th International Conference on Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control, CCE, pp. 1-6, Mexico city, 2019
- [3] Yin S., Kuan W., Ching L., Ying Y. and Chao L. "*Design of a Lightweight Forearm Exoskeleton for Fine-Motion Rehabilitation*", Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM), IEEE/ASME, pp. 438-443, Auckland, New Zealand, 2018.
- [4] González A., López R., Pérez A., and Salazar S. "*Upper Limb Musculoskeletal Modeling for Human-Exoskeleton Interaction*", 16th International Conference on Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control, CCE, pp. 1-5, Mexico city, 2019.
- [5] Pons J. "Wearable robots: biomechatronic exoskeletons", John Wiley & Sons, Inglaterra, Primera edición, 2008.
- [6] Anand A. and Vigneshwar M. "*Design and Control of an EMG-based Low-cost Exoskeleton for Stroke Rehabilitation*", Fifth Indian Control Conference, ICC, pp 478-483, Delhi, India, 2019.
- [7] Borhan B., Mahdi I. and Sohrab N. "*Design and Development of One Degree of Freedom Upper Limb Exoskeleton*", 3rd RSI International Conference on Robotics and Mechatronics, pp 223-228, Tehran, Iran, 2015
- [8] Copaci D., Martín F., Moreno F. y Blanco D. "*SMA Based Elbow Exoskeleton for Rehabilitation Therapy and Patient Evaluation*", IEEE Access. IEEE, Vol. 7, páginas, 31473-31484, 2019.
- [9] Reyes F. "*Robótica. Control de robots manipuladores*", Alfaomega, México, Primera edición, 2011.
- [10] Kelly R., Santibáñez V. y Loria A. "Control of robot manipulators in joint space", Springer, Inglaterra, primera edición, 2005.
- [11] Ávila R., Prado L., González E. "*Dimensiones antropométricas de población latinoamericana*", Universidad de Guadalajara, México, Segunda edición, 2007.
- [12] Kumar S. "*Introducción a la robótica*", Mc Graw Hill, México, Primera edición, 2009.
- [13] Kelly R., Santibáñez V. "*Control de movimiento de robots manipuladores*", Pearson, Madrid, Primera edición, 2003.

Control PD con Compensación Adaptable Aplicado a un Exoesqueleto para la Articulación del Codo

Ing. Centeno Barreda Daniel¹, Dra. Palomino Merino Amparo Dora²,
Dr. López Gutiérrez Jesús Ricardo³ y Dra. Aurora Vargas Treviño⁴

Resumen— El presente artículo trata sobre la aplicación de un control proporcional derivativo con compensación adaptable en un exoesqueleto para la articulación del codo. El prototipo sobre el que se realiza el análisis se diseñó con la finalidad de que sea capaz de asistir a un paciente con alguna lesión que afecte la flexión-extensión de la articulación del codo del brazo derecho y que, además pueda ajustarse a un determinado rango de usuarios cuyo peso y estatura varía. En este documento se muestra la cinemática y dinámica del sistema, la ley de control, así como los resultados obtenidos de la simulación del sistema en lazo cerrado.

Palabras clave—Exoesqueleto, Simulación, Articulación codo, Control adaptable.

Introducción

Los exoesqueletos son dispositivos diseñados para colocarse sobre las extremidades humanas y cuyo movimiento se encuentra estrechamente relacionado al movimiento anatómico de las articulaciones del cuerpo humano (Rosen J. 2019). Algunas de sus aplicaciones son: teleoperación, aumento de fuerza y rehabilitación o asistencia del movimiento en extremidades lesionadas. Durante el diseño de los exoesqueletos, la estructura del robot, sensores, actuadores y arquitectura de control se deben considerar todos juntos y siempre enfocándose a la interacción entre el dispositivo y el usuario, pues implica un acoplamiento físico entre ambos, por lo que las acciones de los dos elementos deben coordinarse y adaptarse mutuamente (Pons J. 2008).

El brazo juega un papel importante en las actividades diarias, pues es la extremidad encargada de la manipulación de objetos. Uno de los movimientos más importantes que se llevan a cabo en esta extremidad es la flexión-extensión de la articulación del codo; este movimiento tiene la función de acercar o alejar la mano del torso. Actualmente se han desarrollado una gran variedad de exoesqueletos enfocados a esta articulación y cada uno de ellos propone distintas soluciones al control de movimiento. Por ejemplo: el exoesqueleto diseñado por Anand A. y Vigneshwar M. (2019) utiliza dos señales de electromiografía y una operación lógica de tipo Xor para determinar la flexión o extensión del codo; por otra parte, la estrategia de control aplicada al prototipo de Borhan et al. (2015) requiere conocer los parámetros tanto del actuador como del usuario, mientras que el exoesqueleto propuesto por Dorin C. et al. (2019) utiliza una ley de control Proporcional integral derivativa junto con un compensador bilineal.

En la Facultad de Ciencias de la Electrónica de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla (BUAP) junto con el Laboratorio Franco Mexicano de Informática y Automática (LAFMIA), perteneciente al Centro de Investigación y de Estudios Avanzados (CINVESTAV), unidad Zacatenco, se ha diseñado un exoesqueleto de asistencia para la flexión-extensión de la articulación del codo. Este dispositivo fue diseñado con la finalidad de que pueda ser utilizado por un amplio rango de personas cuyo peso y estatura varía, además, el exoesqueleto permite la manipulación de objetos; estas características conllevan a que exista incertidumbre en los parámetros del modelo dinámico del sistema, por lo que para la etapa de control de movimiento se ha propuesto aplicar un control proporcional derivativo (PD) con compensación adaptable.

La ventaja principal del control PD con compensación adaptable es que permite resolver el problema de control de movimiento aun cuando existe incertidumbre en los parámetros, lo que posibilita omitir el proceso de medición de los parámetros reales el cual, si no se tienen las herramientas adecuadas, resulta ser un proceso complicado. Aunque el control PD con compensación adaptable no garantiza la convergencia de los parámetros hacia los valores reales, si garantiza que el error tienda a cero y, por lo tanto, que el objetivo de control de movimiento se cumpla (Kelly et al (2005).

¹ Ing. Daniel Centeno Barreda es estudiante de la Maestría en Ciencias de la Electrónica en la Facultad de Ciencias de la Electrónica perteneciente a la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla. centeno.201009201@gmail.com (autor corresponsal)

² Dra. Palomino Merino Amparo Dora es docente en la facultad de ciencias de la electrónica perteneciente a la Benemérita universidad autónoma de puebla. amparo.palomino@correo.buap.mx

³ Dr. López Gutiérrez Jesús Ricardo es docente del Laboratorio Franco Mexicano de Informática y Automática, perteneciente al Centro de Investigación y de Estudios Avanzados (CINVESTAV) unidad Zacatenco. rricardooolopez@gmail.com

⁴ Dra. Aurora Vargas Treviño es docente en la facultad de ciencias de la electrónica perteneciente a la Benemérita universidad autónoma de puebla. aurora.vargas@correo.buap.mx

Descripción del Método

El exoesqueleto sobre el que se realiza el análisis se muestra en la figura 1(a), este cuenta con 3 grados de libertad los cuales se muestran en la figura 1(b), estos son: flexión-extensión (FE) y abducción-aducción (AbAd) de la articulación del hombro; flexión-extensión (FE) de la articulación del codo. Cabe destacar que el prototipo solo cuenta con un actuador en la articulación el codo mientras que el usuario tendrá libertad de movimiento en la articulación del hombro. Para la FE del codo se utiliza un servomotor marca Gyems RMD-X8. El movimiento relacionado a la FE y AdAb de la articulación del hombro se detecta por medio del sensor MPU6050 el cual es una unidad de medición inercial que contiene un acelerómetro de 3 ejes y un giroscopio de 3 ejes. Aunque el algoritmo de control PD con compensación adaptable se diseñará específicamente para controlar la FE de la articulación del codo, es necesario realizar el análisis cinemático y dinámico del sistema considerando los tres grados de libertad.

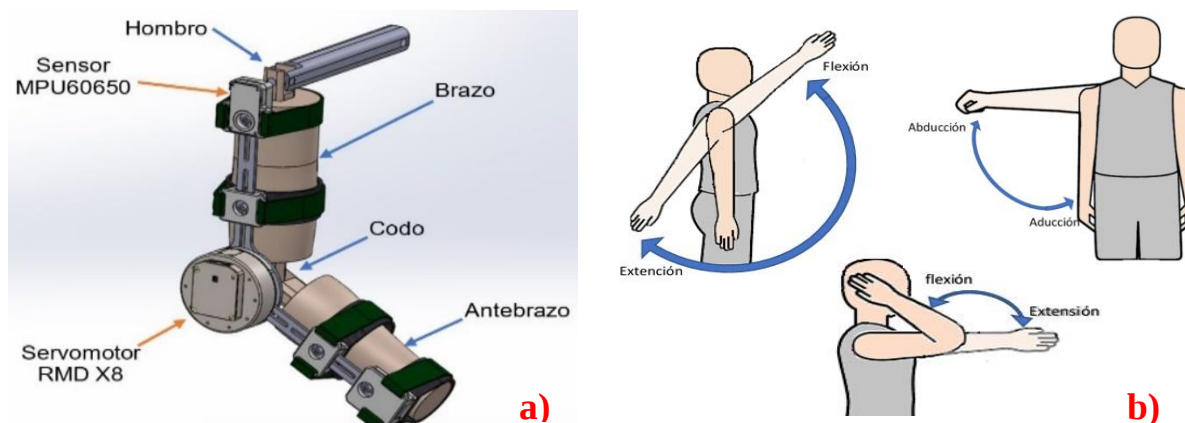
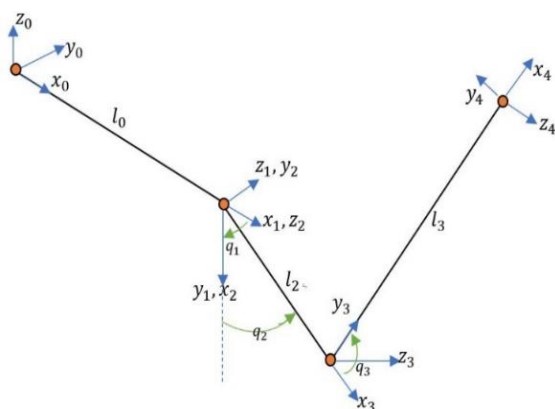


Figura 1: (a) Modelo CAD del exoesqueleto. (b) Movimientos del brazo.

Cinemática Directa

La cinemática directa contemplando el exoesqueleto junto con la extremidad superior se obtiene de acuerdo con la convención Denavit-Hartenberg (DH) (Reyes F. 2011); en la figura 2 se muestra la asignación de los sistemas de referencia. El análisis se realiza sobre el miembro superior derecho, sin embargo, con el fin de hacer un sistema de referencia común para ambos miembros, el sistema de referencia base se ubica sobre el plano sagital entre las articulaciones de los hombros. Los parámetros DH del sistema se muestran en la tabla 1. Las articulaciones q_1 y q_2 corresponden a la Ab-Ad y a la FE del hombro, mientras que q_3 define la FE del codo; l_0 representa la longitud media entre ambos hombros, l_2 corresponde a la longitud del brazo medido desde el hombro hasta el codo, l_3 es la longitud del antebrazo medido desde el codo hasta la muñeca.



Eslabón	l_i	d_i	α_i	θ_i
0	l_0	0	$-\pi/2$	0
1	0	0	$\pi/2$	q_1
2	l_2	0	0	q_2
3	l_3	0	0	q_3

Tabla 1. Parámetros DH

Figura 2. Asignación de los sistemas de coordenadas

La matriz general de transformación homogénea se obtiene a partir de la tabla 1 y queda definida como:

$$H_0^4 = \begin{bmatrix} C_{23}C_1 & -S_{23}C_1 & -S_1 & l_0 + C_1(l_3C_{23} + l_2C_2) \\ S_{23} & C_{23} & 0 & l_3S_{23} + l_2S_2 \\ -C_{23}S_1 & S_{23}S_1 & -C_1 & -S_1(l_3C_{23} + l_2C_2) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

Las funciones senoidales se representan como: $S_1 = \sin(q_1)$; $S_2 = \sin(q_2)$; $S_{23} = \sin(q_2 + q_3)$, mientras que las funciones cosenoidales son: $C_1 = \cos(q_1)$; $C_2 = \cos(q_2)$; $C_{23} = \cos(q_2 + q_3)$.

Modelo Dinámico

Para obtener el modelo dinámico del exoesqueleto incluyendo la extremidad superior, se emplearon las ecuaciones de movimiento de Euler-Lagrange (Kelly et al. 2003 y Kumar S. 2009). Para un robot de n grados de libertad el modelo dinámico se encuentra descrito en forma compacta como (Reyes F. 2011):

$$\tau = M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) \quad (2)$$

Aquí, $M(q)$ es la matriz de inercia; $C(q, \dot{q})$ es la matriz de fuerzas centrípetas y de Coriolis; $g(q)$ es el vector de fuerza y pares gravitacionales; $\ddot{q}$, $\dot{q}$ y q son los vectores de aceleraciones, velocidades y posiciones articulares respectivamente. Para el sistema que se está analizando, lo descrito anteriormente queda definido como:

$$M(q) = \begin{bmatrix} (I_{1xx} - l_{c2}^2 m_1)S_2^2 + (I_{1yy} + l_2^2 m_2)C_2^2 & 0 & 0 \\ + (I_{2yy} + l_{c3}^2 m_2)C_{23}^2 + I_{2xx}S_{23}^2 & 0 & 0 \\ + 2l_2 l_{c3} m_2 C_2 C_{23} + l_{c2}^2 m_1 & 0 & 0 \\ 0 & l_2^2 m_2 + 2l_2 l_{c3} m_2 C_3 + l_{c3}^2 m_2 & l_2 l_{c3} m_2 C_3 + l_{c3}^2 m_2 \\ + l_{c2}^2 m_1 + I_{1zz} + I_{2zz} & + I_{2zz} & \\ 0 & l_2 l_{c3} m_2 C_3 + l_{c3}^2 m_2 + I_{2zz} & l_{c3}^2 m_2 + I_{2zz} \end{bmatrix} \quad (3)$$

$$C(q, \dot{q}) = \begin{bmatrix} (I_{1yy} - I_{1xx} + l_2^2 m_2 + l_{c2}^2 m_1)C_2 S_2 \dot{q}_2 & (I_{1yy} - I_{1xx} + l_2^2 m_2 + l_{c2}^2 m_1) & ((I_{2xx} - I_{2yy} - l_{c3}^2 m_2)) \\ + (I_{2yy} - I_{2xx} + l_{c3}^2 m_2)C_{23} S_{23} (\dot{q}_2 + \dot{q}_3) & C_2 S_2 \dot{q}_1 + (I_{2yy} - I_{2xx} + l_{c3}^2 m_2) & C_{23} S_{23} \dot{q}_1 - (l_2 l_{c3} \\ - l_2 l_{c3} m_2 (C_{23} S_2 + S_{23} C_2) \dot{q}_2 & C_{23} S_{23} \dot{q}_1 + l_2 l_{c3} m_2 (C_{23} S_2 + S_{23} C_2) \dot{q}_1 & m_2 C_2 S_{23} \dot{q}_1) \\ - l_2 l_{c3} m_2 C_2 S_{23} \dot{q}_3 & & \\ (I_{1yy} - I_{1xx} + l_2^2 m_2 + l_{c2}^2 m_1)C_2 S_2 \dot{q}_1 & - l_2 l_{c3} m_2 S_3 \dot{q}_3 & - l_2 l_{c3} m_2 S_3 (\dot{q}_2 + \dot{q}_3) \\ + (I_{2yy} - I_{2xx} + l_{c3}^2 m_2)C_{23} S_{23} \dot{q}_1 & & \\ + l_2 l_{c3} m_2 (C_{23} S_2 + S_{23} C_2) \dot{q}_1 & & \\ (I_{2yy} - I_{2xx} + l_{c3}^2 m_2)C_{23} S_{23} \dot{q}_1 & l_2 l_{c3} m_2 S_3 \dot{q}_3 & 0 \\ + l_2 l_{c3} m_2 C_2 S_{23} \dot{q}_1 & & \end{bmatrix} \quad (4)$$

$$g(q) = \begin{bmatrix} -m_2 l_{c3} C_1 C_{23} - (m_2 l_2 + l_{c2} m_1) C_1 C_2 \\ m_2 l_{c3} S_1 S_{23} + (m_2 l_2 + l_{c2} m_1) S_1 S_2 \\ l_{c3} m_2 S_{23} S_1 \end{bmatrix} \quad (5)$$

l_{c2} y l_{c3} son las longitudes hacia los centros de masa de los eslabones 2 y 3 medidos respectivamente desde las articulaciones del hombro y codo.

Control de Movimiento

Al utilizar una ley de control adaptable es necesario aplicar la propiedad de linealidad en los parámetros del modelo dinámico (Kelly et al. 2005) de tal forma que este pueda reescribirse como:

$$M(q, \theta)u + C(q, \omega, \theta)v + g(q, \theta) = \Phi\theta \quad (6)$$

Donde θ es un vector de parámetros desconocidos, Φ es una matriz de funciones no lineales, $u = \ddot{q}$, y $v = \omega = \dot{q}$. Para el caso de la articulación que corresponde a la flexión-extensión del codo, la parametrización resultante es:

$$\tau_3 = \Phi\theta = [\Phi_1 \quad \Phi_2 \quad \Phi_3 \quad \Phi_4] [\theta_1 \quad \theta_2 \quad \theta_3 \quad \theta_4]^T \quad (7)$$

$$\Phi = [\Phi_1 \quad \Phi_2 \quad \Phi_3 \quad \Phi_4] = [u_2 + u_3 \quad u_2 C_3 + \omega_1^2 S_{23} C_2 + \omega_2^2 S_3 \quad \omega_1^2 C_{23} S_{23} \quad S_1 S_{23} g]$$

$$\theta = [\theta_1 \quad \theta_2 \quad \theta_3 \quad \theta_4]^T = [I_{2zz} + l_{c3}^2 m_2 \quad l_2 l_{c3} m_2 \quad I_{2yy} - I_{2xx} + l_{c3}^2 m_2 \quad l_{c3} m_2]^T$$

Como solo se desea controlar la flexión-extensión de la articulación del codo, la ley de control queda definida como:

$$\tau_3 = k_p \tilde{q}_3 + k_v \dot{\tilde{q}}_3 + \Phi \hat{\theta} \quad (8)$$

El vector Φ corresponde al obtenido en la ecuación (7); los vectores u , v , ω y $\hat{\theta}$ quedan definidos como:

$$u = \begin{bmatrix} u_1 \\ u_2 \\ u_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \ddot{q}_1 \\ \ddot{q}_2 \\ \ddot{q}_{d3} + \lambda \tilde{q}_3 \end{bmatrix} \quad v = \begin{bmatrix} v_1 \\ v_2 \\ v_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 \\ \dot{q}_{d3} + \lambda \tilde{q}_3 \end{bmatrix} \quad \omega = \begin{bmatrix} \omega_1 \\ \omega_2 \\ \omega_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 \\ \dot{q}_3 \end{bmatrix} \quad (9)$$

$$\hat{\theta}(t) = \Gamma \int_0^t \Phi^T [\dot{\tilde{q}}_3 + \lambda \tilde{q}_3] ds + \hat{\theta}(0) \quad (10)$$

Donde $k_p > 0$, $k_v > 0$, $\Gamma \in \mathbb{R}^{4 \times 4} > 0$ y $\lambda = k_p/k_v$.

Simulación

Para la etapa de simulación se empleó el entorno Simulink de MATLAB. En la figura 3 se muestra el diagrama a bloques que representa al sistema del exoesqueleto, la extremidad superior del usuario y la ley de control (8) en lazo cerrado. En el bloque 1 se encuentran las ecuaciones que representan las posiciones, velocidades y aceleraciones para cada articulación, en el bloque 2 se encuentra la ley de control PD con compensación adaptable, en bloque 3 se realiza el cálculo del vector de parámetros adaptables $\hat{\theta}$, por ultimo la retroalimentación se obtiene del bloque 4 que es donde se encuentra el modelo dinámico del sistema; este último bloque fue creado en Simscape, el cual es una herramienta de Simulink que permite modelar y simular un sistema físico con visualización del resultado en 3D.

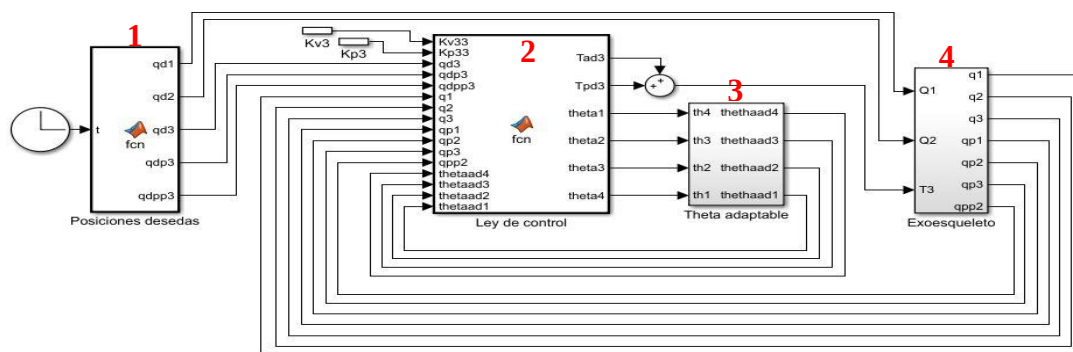


Figura 3. Diagrama a bloques del sistema en lazo cerrado (implementado en Simulink)

El movimiento de las articulaciones q_1 y q_2 por parte del usuario, se representa por medio de las ecuaciones descritas en (11) y (12), estas ecuaciones se ingresan a cada uno de los bloques que representan la flexión-extensión y abducción-aducción del hombro respectivamente. Al hacer esto, Simscape calculará automáticamente las velocidades y aceleraciones de dichas articulaciones y entregará estos datos a la salida del bloque. Mientras que para q_3 , las posiciones, velocidades y aceleraciones deseadas quedan definidas en las ecuaciones (13).

$$q_1 = (55(\cos(t) + 1) - 20) \quad \dot{q}_1 = -55 \sin(t) \quad \ddot{q}_1 = -55 \cos(t) \quad (11)$$

$$q_2 = 55 \sin(.5t + 1.780\pi) + 35 \quad \dot{q}_2 = 27.5 \cos(.5t + 1.780\pi) \quad \ddot{q}_2 = -13.75 \sin(.5t + 1.780\pi) \quad (12)$$

$$q_{d3} = (50(1 - \cos(t)) + 15) \quad \dot{q}_{d3} = 50(\sin(t)) \quad \ddot{q}_{d3} = 50(\cos(t)) \quad (13)$$

Resultados

A continuación, se muestran los resultados de la simulación, para la cual, las ganancias seleccionadas son: $k_p = 50$, $k_v = 5$, $\Gamma = \text{diag}\{.10 \ .24 \ 1.3 \ .25\}$. El tiempo de simulación es $t = 10\text{s}$. En la figura 4 se muestran las gráficas de la estimación de los parámetros adaptables, en donde se puede notar que conforme el tiempo incrementa los parámetros convergen a un valor determinado:

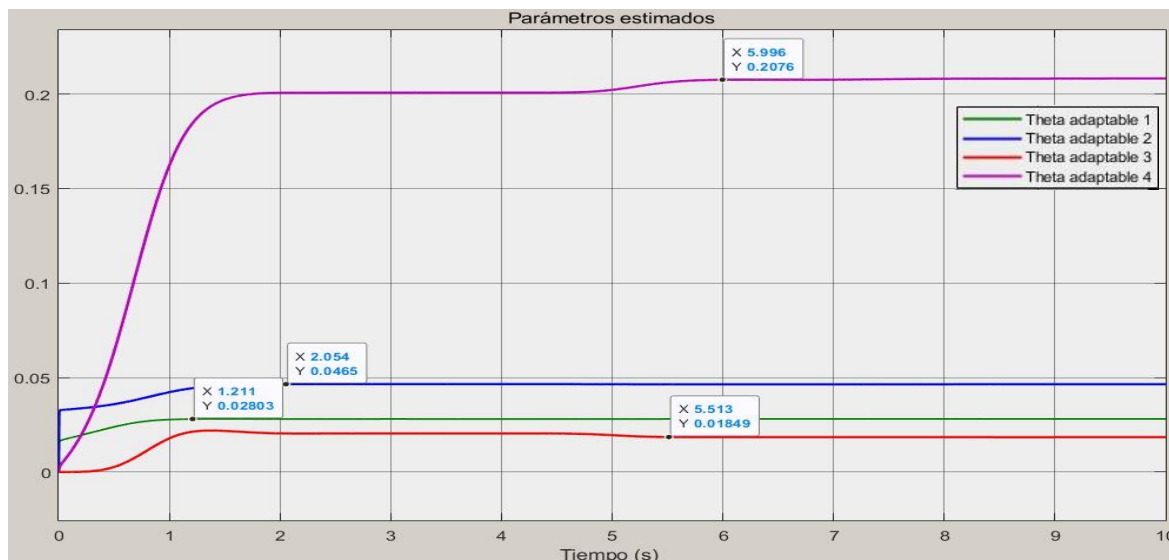


Figura 4. Parámetros estimados

En la figura 5 se muestra la gráfica del error de posición para la articulación q_3 , se puede notar que al comienzo de la simulación se presenta un error que alcanza un máximo de 0.83° , sin embargo, conforme el tiempo avanza, el error tiende a cero. Si se compara este resultado con la figura 4 se puede notar que el error disminuye conforme la estimación de parámetros converge a un valor.

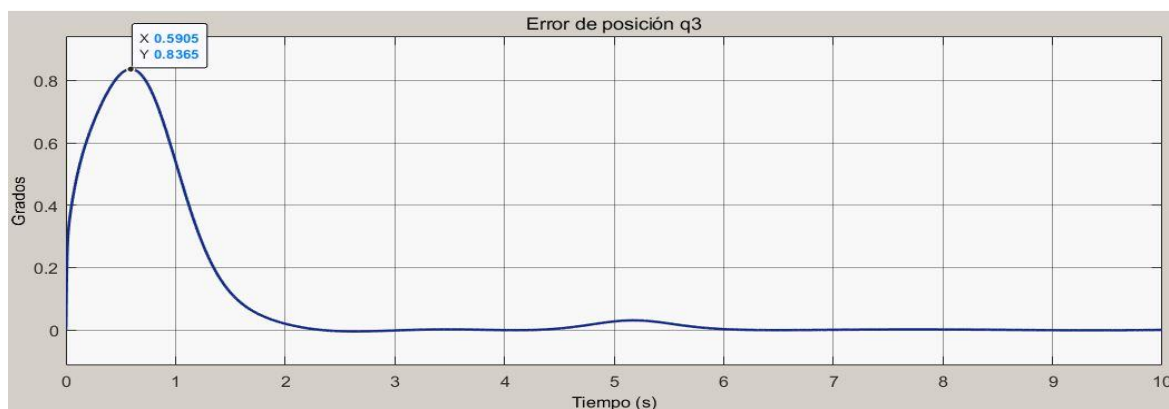


Figura 5. Error de posición para la articulación q_3

En la figura 6 se muestra el torque suministrado a la articulación del codo. Con fines de análisis, el torque se dividió en dos componentes: el torque proporcionado por la parte proporcional derivativa y el torque suministrado por la compensación adaptable. Se puede notar que al igual que con el error, la contribución del torque PD disminuye conforme los valores de los parámetros se estiman quedando únicamente la compensación adaptable.

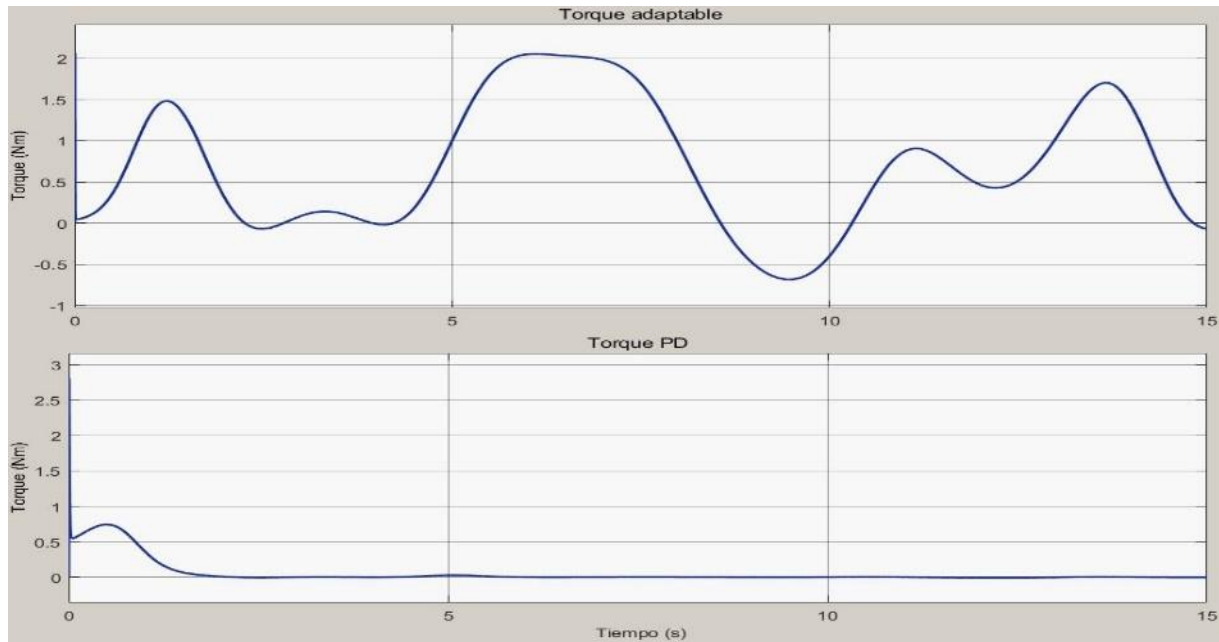


Figura 6. Torque suministrado a la articulación q_3

Comentarios Finales

Al aplicar un control PD con compensación adaptable el origen expresado en términos del vector de estados $[\tilde{q}_3, \dot{\tilde{q}}_3] = [0, 0]$ del sistema es asintóticamente estable y por lo tanto se satisface el objetivo de control de forma global. En consecuencia, para cualquier error de posición inicial $\tilde{q}_3(0)$, error de velocidad $\dot{\tilde{q}}_3(0)$ e incerteza en los parámetros del prototipo $\theta \in \mathcal{R}^n$, el error $\tilde{q}_3(t) \rightarrow 0$ asintóticamente cuando $t \rightarrow \infty$. Aunque un control por retroalimentación de estado también puede garantizar esto, el error de seguimiento de trayectoria nunca llegaría a ser cero y las oscilaciones generadas por la falta de la compensación podrían afectar la salud del usuario. Por lo tanto, podemos concluir que el control utilizado es una buena opción para controlar al exoesqueleto.

Una vez que se ha comprobado que aplicar un control PD con compensación adaptable para controlar la flexión-extensión de la articulación del codo resulta ser una opción viable, como se ha demostrado aquí, como un trabajo complementario en un futuro cercano se procederá a manufacturar la estructura mecánica del prototipo, también se llevará a cabo la caracterización de las señales provenientes del sensor MPU6050 y se integrará al prototipo un sensor de electromiografía que será utilizado para accionar el servomotor. Por último, se realizarán pruebas experimentales y se compararán los resultados obtenidos durante la simulación.

Referencias

- Anand A. y Vigneshwar M. "Design and Control of an EMG-based Low-cost Exoskeleton for Stroke Rehabilitation" 5th Indian Control Conference, India, enero 9-11, 2019
- Borhan B., Mahdi I., y Sohrab N. "Design and Development of One Degree of Freedom Upper Limb Exoskeleton" 3rd RSI International Conference on Robotics and Mechatronics, Iran, octubre 7-9, 2015
- Copaci D., Martín F., Moreno F. y Blanco D. "SMA Based Elbow Exoskeleton for Rehabilitation Therapy and Patient Evaluation", IEEE Access, Vol. 7, 2019.
- Kelly R. y Santibáñez V. "Control de movimiento de robots manipuladores", Pearson, Madrid, Primera edición, 2003.
- Kelly R., Santibáñez V. y Loria A. "Control of robot manipulators in joint space", Springer, Inglaterra, primera edición, 2005.
- Kumar S. "Introducción a la robótica", Mc Graw Hill, México, Primera edición, 2009.
- Pons J. "Wearable robots: biomechatronic exoskeletons", John Wiley & Sons, Inglaterra, Primera edición, 2008.
- Reyes F. "Robótica. Control de robots manipuladores", Alfaomega, México, Primera edición, 2011.
- Rosen J. "Wearable robotics", Academic press, USA, Primera edición, 2019.

Participación en congresos

La Asociación Mexicana de Mecatrónica A.C. otorga el presente

RECONOCIMIENTO

a: Centeno Barreda Daniel, Palomino
Merino Amparo Dora, López
Gutiérrez Jesús Ricardo

Como autores del trabajo

*Diseño y simulación de un
exoesqueleto para la articulación
del codo*

Presentado en el
**2° Congreso Internacional
de Mecatrónica**



Lic. Jorge Enrique Orozco Ramírez
Presidente

**Congreso Virtual, México
27 y 28 de mayo del 2021**

Dr. José Emilio Vargas Soto
Fundador

CONGRESO INTERNACIONAL DE INVESTIGACIÓN ACADEMIA JOURNALS MORELIA 2021

CERTIFICADO

otorgado a

Ing. Centeno Barreda Daniel
Dra. Palomino Merino Amparo Dora
Dr. López Gutiérrez Jesús Ricardo
Dra. Aurora Vargas Treviño

por su artículo titulado

**Control PD con Compensación Adaptable Aplicado a un Exoesqueleto para la
Articulación del Codo**

(Artículo No. MOR233)

La ponencia de este artículo fue presentada en el congreso que tuvo como sede la Universidad Nova Spania de Morelia, Michoacán, México los días 12 al 14 de mayo de 2021. El artículo en extenso ha sido publicado en las siguientes modalidades: (1) en el portal de Internet *AcademiaJournals.com*, con [ISSN 1946-5351](#), Vol. 13, No. 4, 2021 online e indización en la base de datos [Fuente Académica Plus de EBSCOHost](#) de Ipswich, Massachusetts y (2) en el libro electrónico intitulado *Trabajos de Investigación en la Educación Superior - Morelia 2021*, mismo que tiene asignado el [ISBN 978-1-939982-65-0](#).



Rector Gilberto Agatón Cuevas
Universidad Nova Spania



Dr. Rafael Morás
Director, Academia Journals



Dr. Pedro López Eiroá
Director General, PYSEIP



Resultados TOEFL

TOEFL ITP Score Report

Name of Institution: FACULTAD DE LENGUAS DE LA BUAP

Name: CENTENO, DANIEL

Student Number: 2855

DOB: 24 Jun 1992

Sex: M

Times Taken TOEFL: 1

Native Country: Mexico

Native Language: SPA - Spanish

Scaled Scores:

Listening Comprehension: 59

Structure & Written Expression: 54

Reading Comprehension: 60

Total Score: 577

Test Date: 10 Aug 2021

Form: TOEFL ITP Level 1



The face of this document has a security background. The back contains a watermark. Hold at an angle to view.

The TOEFL® ITP Assessment Series is designed to be used for placement, progress monitoring, and exit purposes. TOEFL® ITP scores can also be used for admissions to programs and institutions where English is not the dominant language of instruction for content courses. Learn more at www.ets.org/toefl_itp/use.

141204-16573 • FB320R100 • Printed in U.S.A.

I.N. 770462

Copyright © 2012 by Educational Testing Service

Student's File Copy
Do Not Copy