



CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y DE ESTUDIOS
AVANZADOS DEL INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

Unidad Zacatenco

UMI-LAFMIA 3175 CNRS-CINVESTAV

"Diseño, Modelado y Control
de un Exoesqueleto para Hombro"

T E S I S

Que presenta

Yukio Rosales Luengas

Para obtener el grado de

Maestro en Ciencias

EN LA ESPECIALIDAD DE

Sistemas Autónomos de Navegación Aérea y Submarina

Directores de la Tesis:

Dr. Sergio Rosario Salazar Cruz

Dr. Rogelio Lozano Leal

México, D.F.

Noviembre 2015

*A la memoria de mi padre,
con todo mi amor.*

*"El xinja no halla la felicidad en las cosas de este mundo, porque no duran.
No halla la felicidad en las cosas eternas, porque no hay cosas eternas.
Halla la felicidad en la nada absoluta."*

Robert Shea; Shiké, Samurais, Dragones Y Zinjas.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) el haberme brindado el apoyo económico necesario para poder concluir mis estudios de maestría. También agradezco al Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional (CINVESTAV), al laboratorio UMI-LAFMIA y a todos sus integrantes, con quienes he convivido y me han apoyado estos años.

Agradezco a mis asesores, los doctores Sergio Rosario Salazar Cruz, Rogelio Lozano Leal y Jesús Ricardo López Gutiérrez por la guía y el apoyo brindados en este proceso. Agradezco a mis compañeros y amigos de la maestría SANAS.

Agradezco a mi madre Blanca y a mis hermanas Ere, Karin y Mily por haberme apoyado incondicionalmente en esta aventura.

Pero principalmente, gracias a Dios por todo.

RESUMEN

Esta tesis presenta el diseño mecánico, el modelado, la construcción, la instrumentación y el control de un exoesqueleto de 5 grados de libertad para miembro superior de un ser humano. El brazo exoesqueleto estará destinado a usarse en la rehabilitación de pacientes que han perdido sus capacidades motoras en su miembro superior, ya sean causadas por accidentes o por alguna enfermedad.

Se presenta el diseño mecánico hecho con ayuda del software SolidWorks, en el cual se hace un estudio de esfuerzos para determinar el material a utilizar, así como sus dimensiones.

En la presente tesis se desarrollan las ecuaciones de movimiento del exoesqueleto: las matrices cinemáticas, por medio de los parámetros de Denavit-Hartenberg; el modelo dinámico, mediante el método de Euler-Lagrange; y se calcula el espacio de trabajo alcanzable por el exoesqueleto.

Se presenta el proceso de construcción del exoesqueleto, realizado en el taller ACAMSA, ubicado cerca del CINVESTAV.

Se presenta la instrumentación y el equipamiento necesario para el correcto funcionamiento del exoesqueleto. Así mismo se presenta el control de seguimiento de trayectorias para la ejecución de varias rutinas de rehabilitación.

Abstract

This thesis presents the mechanical design, modeling, construction, instrumentation and control of an exoskeleton of 5 degrees of freedom for upper limb of a human. The exoskeleton arm is intended for use in the rehabilitation of patients who have lost their motor skills in the upper member, whether caused by accidents or disease.

Is presented the mechanical design made in SolidWorks software, in which is made a study of efforts to determine the material to use, as well as its dimensions.

In this thesis we developed the equations of motion of exoskeleton: the kinematic matrices, through the Denavit-Hartenberg parameters; the dynamic model by the method of Euler-Lagrange; and is calculated the achievable work space by the exoskeleton.

Is presented the construction process of the exoskeleton, made in ACAMSA workshop, located near the CINVESTAV.

This thesis presents the instrumentation and equipment necessary for the proper functioning of the exoskeleton. Likewise the trajectory tracking control for executing various routines presented rehabilitation.

ÍNDICE GENERAL

DEDICATORIA	III
AGRADECIMIENTOS	V
RESUMEN	VII
ABSTARCT	VIII
ÍNDICE GENERAL	IX
ÍNDICE DE FIGURAS	XIII
ÍNDICE DE TABLAS	XVII
1. INTRODUCCIÓN	1
1.1. Motivación	1
1.2. Problema General	3
1.3. Objetivos del Proyecto	4
2. ANTECEDENTES	7
2.1. Estado del Arte	7
2.2. Anatomía del Hombro	12
2.2.1. Articulación del hombro (glenohumeral)	14

2.2.2.	Articulación del hombro (escapulotorácica)	16
2.2.3.	Cintura escapular	18
2.2.4.	Músculos de los hombros	18
2.3.	Extensión de los movimientos del hombro	20
2.3.1.	Flexoextensión	21
2.3.2.	Aducción	22
2.3.3.	La abducción	22
2.3.4.	La rotación del brazo sobre su eje longitudinal	24
2.3.5.	Flexo extensión horizontal	25
2.3.6.	Movimientos del muñón del hombro en el plano horizontal . . .	27
2.4.	Simplificaciones asumidas y modelos	30
2.4.1.	Modelo Humano	30
2.4.2.	Parámetros Inerciales	31
3.	DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL EXOESQUELETO	35
3.1.	Diseño Mecánico del Exoesqueleto	35
3.2.	Análisis de esfuerzos	40
3.3.	Construcción del Exoesqueleto	43
4.	MODELO DINÁMICO Y CINEMÁTICO	47
4.1.	Cinemática	47
4.2.	Dinámica	52
5.	CONTROL	65
5.1.	Control PD	65
5.2.	Control PD con compensación de la gravedad.	66
5.2.1.	Análisis de Estabilidad	67
5.3.	Simulación	70

<i>ÍNDICE GENERAL</i>	XI
5.3.1. Resultados de simulaciones	73
6. IMPLEMENTACIÓN Y RESULTADOS	77
6.1. Instrumentación	78
6.2. Implementación del control	82
6.3. Pruebas Experimentales	82
6.4. Resultados Experimentales	83
6.5. Comparación de resultados	86
7. CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO	89
7.1. Conclusiones	89
7.2. Trabajos Futuros	91
A. PLANOS	93
B. PARÁMETROS INERCIALES DE LAS PIEZAS DEL EXOESQUELETO	111
C. RUTINA PARA RECUPERACIÓN DE MOVILIDAD [21]	115
BIBLIOGRAFÍA	121

ÍNDICE DE FIGURAS

2.1. El exoesqueleto MGA diseñado para terapia de hombro.	8
2.2. El exoesqueleto de la Universidad de Washington en CAD.	9
2.3. Diagrama del exoesqueleto Saga University.	9
2.4. Exoesqueleto de la Universidad Salford.	10
2.5. Exoesqueleto de la Universidad de Ciencias de Tokyo.	11
2.6. Diagrama del exoesqueleto de la Universidad de California en Berkeley.	12
2.7. Huesos del hombro	13
2.8. Hombro derecho desde delante.	15
2.9. Hombro derecho desde detrás.	15
2.10. Articulación escapulotorácica, vista superior.	17
2.11. Planos posición anatómica.	21
2.12. Amplitud del movimiento de flexoextensión.	22
2.13. Amplitud del movimiento de abducción-aducción.	24
2.14. Movimientos del hombro en la articulación glenohumeral.	27
2.15. Ubicación de CGH.	28
2.16. Movimiento de la articulación-CGH en elevación escapular	29
2.17. Movimientos del hombro en la articulación escapulohumeral.	29
2.18. Segmentos del modelo humano.	31
2.19. Diagrama del modelo del hombro.	34

3.1. Diagrama del exoesqueleto.	36
3.2. Diseño del exoesqueleto en SOLIDWORKS	37
3.3. Diseño Final del exoesqueleto en SOLIDWORKS	38
3.4. Diseño completo del exoesqueleto	39
3.5. Análisis de esfuerzos en flexión a 90°	41
3.6. Análisis de esfuerzos en flexión a 90° con rotación interna del brazo. . .	42
3.7. Análisis de esfuerzos en abducción a 90°	42
3.8. Fabricación	43
3.9. Piezas	44
3.10. Prototipo terminado.	45
4.1. Diagrama de los eslabones del modelo	48
4.2. Posiciones del brazo.	51
4.3. Desplazamientos del brazo.	52
5.1. Diagrama de la simulación con modelo gráfico.	72
5.2. Simulación corriendo en el entorno de Matlab-Simulink.	72
5.3. Regulación de θ_1 y θ_2 con PD	73
5.4. Seguimiento para θ_1 y θ_2 con PD	74
5.5. Regulación de θ_1 y θ_2 con PD+g	74
5.6. Seguimiento para θ_1 y θ_2 con PD+g	75
5.7. Error en seguimiento para θ_2 con PD (derecha) y PD+g (izquierda) . .	76
6.1. Tarjeta de expansión RCM3400 con el microprocesador.	78
6.2. Software Dynamic C.	78
6.3. Motor Harmonic-Drive FHA-14C-100.	79
6.4. Driver para motor Harmonic-Drive.	79
6.5. Encoder Yumo e6b2-cwz3e.	80
6.6. Encoder, motor y driver conectados.	81

6.7. Tarjeta RCM3400 conectada.	81
6.8. Fragmento de código.	82
6.9. Resultados para regulación de θ_1 (arriba) y θ_2 (abajo)	84
6.10. Resultados para seguimiento de θ_1 (arriba) y θ_2 (abajo)	85
6.11. Comparación entre simulación (arriba) y experimento (abajo)	86
6.12. Error de seguimiento para θ_2	87
7.1. Prototipo con dos brazos.	92
A.1. Detalle de la ubicacion del piñon y la corona para el movimiento de rotacion del brazo	94

ÍNDICE DE TABLAS

2.1. Algunos músculos del hombro y su función.	19
2.2. Parámetros inerciales determinados por Dempster y Clauser.	32
2.3. Estimación de la longitud de los segmentos corporales.	33
3.1. Extensión de movimientos en brazos exoesqueletos.	40
4.1. Parámetros DH.	49
6.1. Valores de las ganancias.	83

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN

Un brazo exoesqueleto es una estructura mecánica externa que tiene articulaciones que se corresponden con el brazo humano. Por el uso del brazo exoesqueleto, potencia mecánica puede ser transmitida al brazo humano como resultado del contacto físico entre los dos [1].

El uso de exoesqueletos para seres humanos ha aumentado en años recientes principalmente en aplicaciones de aumento de las capacidades del ser humano y en rehabilitación.

1.1. Motivación

La articulación del hombro es la articulación con más movilidad del aparato locomotor humano, motivo por el cual pueden ser habituales múltiples lesiones y dolencias, como por ejemplo las siguientes [2]:

- Dolor de hombros.

- Dislocación de hombro (luxación).
- Ruptura del manguito de los rotadores.
- Hombro desarticulado.
- Fractura de la cabeza del húmero.
- Síndrome de pinzamiento subacromial.
- Fractura de clavícula.
- Demolición de la articulación acromioclavicular.
- Inflamación de la articulación acromioclavicular.

El hombro es la articulación que se luxa con mayor facilidad. Esta lesión se presenta, sobre todo, por la práctica de algún deporte. Entre el 5 y el 8 % de las lesiones de hombro son consecuencia de las prácticas deportivas. Así, la luxación ocupa el 30 % de todas las lesiones agudas de hombro, seguida por las lesiones de la articulación acromioclavicular y de clavícula, que constituyen en torno al 20 %.

Cuando aparecen estas dolencias es cuando la persona se da cuenta de lo importante que es un desarrollo completo de la movilidad de los hombros. Muchos movimientos cotidianos (sobre todo los que se realizan por encima de la cabeza) pueden resultar difíciles de realizar si existe lesión.

Hoy en día se diagnostican más lesiones y enfermedades en los hombros que hace una década. Los factores responsables de estas lesiones son los siguientes:

- ♣ Mayor esperanza de vida.

- ♣ Falta de ejercicio que va en aumento (por ejemplo, por las actividades que se realizan sentado).
- ♣ Actividades de ocio (por ejemplo, deportes como patinar, montar en bici, hacer snowboard o los deportes de agua).

Así mismo, lesiones de la espina dorsal o del plexo braquial pueden dar lugar a una pérdida de las funciones motoras del miembro superior[3]. Un traumatismo grave en la médula espinal puede resultar en la pérdida completa o en deterioro de su movilidad. Hay más de 250 000 personas que sufren de lesiones de la médula espinal en los Estados Unidos de América solamente; con 12 000 nuevos casos al año.

Las complicaciones debidas a lesiones de la médula espinal pueden dar lugar a que la persona obtenga paraplejia, esta es la pérdida de la función en las extremidades inferiores, por lo general con funciones de las extremidades superiores retenidos, o el individuo puede tener tetraplejia que es la pérdida de la función de las extremidades superiores e inferiores.

En el caso que la movilidad se pierda en la extremidad-superior, un brazo exoesqueleto puede ser utilizado para rehabilitación. Este brazo exoesqueleto proporcionará movilidad desde la articulación del hombro en adelante, para la correcta rehabilitación del hombro.

1.2. Problema General

Siendo las lesiones del hombro un problema muy frecuente, cada vez se requiere más atención médica para estos pacientes, la cual casi siempre termina siendo algún tipo de

rehabilitación médica, que consiste en una serie de ejercicios repetitivos con mayor o menor participación del terapeuta.

Con los conocimientos adecuados, es posible utilizar robots que lleven a cabo la rehabilitación del paciente con la supervisión del médico. Ésta rehabilitación tiene muchas ventajas, entre las cuales destacan:

- ♠ El médico se cansa menos y puede atender más pacientes de manera adecuada.
- ♠ Se pueden atender más pacientes al mismo tiempo, reduciendo costos y acercando la medicina a mas personas.
- ♠ Se tiene un mejor control del progreso del paciente.

Existen en el mercado muy pocos sistemas de rehabilitación mediante el uso de exoesqueletos; estos sistemas son extremadamente caros y de arquitectura cerrada, lo cual impide que se estudien y prueben leyes de control en estos sistemas.

La mayoría de los sistemas que usan exoesqueletos para rehabilitación son de uso militar.

1.3. Objetivos del Proyecto

Este trabajo está enfocado principalmente en un sistema de rehabilitación de hombro derecho, que puede extenderse fácilmente para el izquierdo.

El objetivo de este trabajo de tesis es la creación de un brazo exoesqueleto para rehabilitación del hombro, el cual se puede dividir en 5 objetivos particulares:

- ★ El diseño mecánico del brazo exoesqueleto. Uno de los objetivos principales en este sentido es que los grados de libertad del brazo exoesqueleto se correspondan exactamente con los grados de libertad del humano.
- ★ Un estudio de los esfuerzos en la estructura. Con el fin de determinar de manera correcta el material a utilizar y sus dimensiones.
- ★ Obtener las ecuaciones que rigen el movimiento del exoesqueleto; esto es: las ecuaciones cinemáticas y el modelo dinámico del prototipo.
- ★ Diseñar un control de seguimiento de trayectorias adecuado para realizar rutinas de rehabilitación.
- ★ Programar rutinas de rehabilitación en el exoesqueleto. Estas rutinas deberán estar bien enfocadas a problemas reales y específicos.

CAPÍTULO 2

ANTECEDENTES

2.1. Estado del Arte

En los últimos años, se han realizado importantes incursiones en el campo de la medicina. Dispositivos tales como Da Vinci [4], CyberKnife, y el Robot IM2, han proporcionado a los investigadores y médicos por igual capacidades no disponibles anteriormente.

Estas capacidades adicionales también han traído con ellos el tema de la seguridad individual del paciente. En quizá ninguna otra aplicación el tema de la seguridad es más importante como para los exoesqueletos, en los cuales el humano está básicamente encapsulado en un dispositivo robótico.

El exoesqueleto Maryland-Georgetown-Army (MGA), que se muestra en la Figura 2.1, es un exoesqueleto de brazo diseñado para tratar patologías del hombro en un proyecto de colaboración entre la Universidad de Georgetown y la Universidad de Maryland [5].

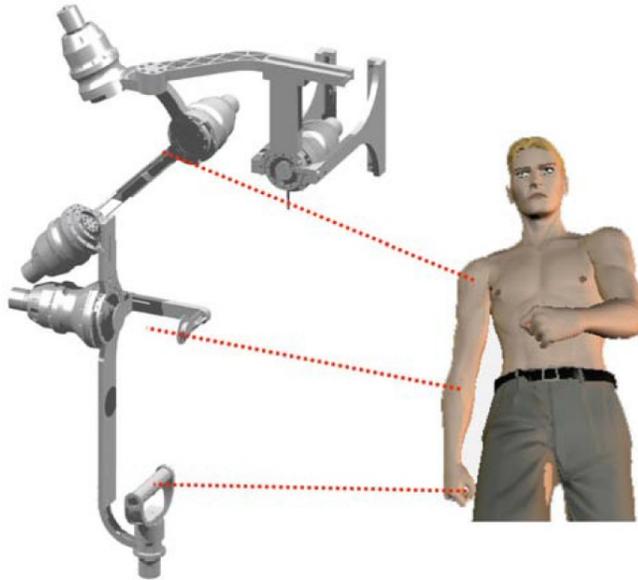


Figura 2.1: El exoesqueleto MGA diseñado para terapia de hombro.

El robot tiene cinco grados de libertad, propulsados por motores DC sin escobillas a través de un tren de transmisión armónica capaz de ejercer hasta 92 Nm de torque en el hombro. Encoders montados en los motores y un conjunto de sensores de fuerza en el hombro, el codo y la muñeca proporcionan información al sistema de control para realizar protocolos de rehabilitación deseados.

Este sistema básico no aborda inherentemente las necesidades de seguridad, ya que su diseño sólo puede identificar ciertos fallos robóticos básicos. Los subsistemas electromecánicos, los subsistemas de software y el subsistema de control, todos necesitan ser examinados para determinar la seguridad general del paciente.

El Exoesqueleto de la Universidad de Washington, mostrado en la Figura 2, posee 2 grados de libertad, los cuales son actuados mediante motores de corriente directa. Cuenta con 2 sensores de fuerza, más electrodos de actividad electromiográfica[6].



Figura 2.2: El exoesqueleto de la Universidad de Washington en CAD.

El exoesqueleto de la universidad Saga, mostrado en la Figura 2.3 es un dispositivo que asiste el movimiento de la extremidad superior para actividades diarias y para rehabilitación. Cuenta con movimientos de flexión/extensión y abducción/aducción del hombro y flexión/extensión del codo.

Tiene 3 grados de libertad, actuados mediante 3 servomotores de corriente directa. En cuanto a sensores cuenta con potenciómetros, sensores de fuerza en la muñeca y sensores electromiográficos. Está controlado mediante un algoritmo de control de impedancias neuronal-difuso.

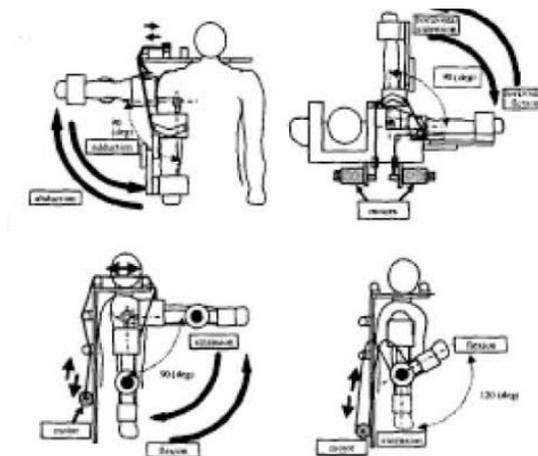


Figura 2.3: Diagrama del exoesqueleto Saga University.

El exoesqueleto de la Universidad de Salford [7] mostrado en la Figura 2.4, es un dispositivo que ayuda en los tratamientos de fisioterapia para rehabilitación de pacientes.

Cuenta con 7 grados de libertad y un total de 2 Kg de peso. Está actuado mediante 10 músculos neumáticos artificiales McKibben. Cuenta con sensores de posición articular y de fuerza torcional. Implementa un control de torque por impedancias en lazo cerrado para cada articulación.



Figura 2.4: Exoesqueleto de la Universidad Salford.

El exoesqueleto de la Universidad de Ciencias de Tokyo, mostrado en la Figura 2.5 , provee soporte muscular a personas paralizadas o a quienes de otra manera no pueden moverse sin ayuda. El sistema permite la abducción del brazo por encima del hombro.

Tiene 6 grados de libertad, actuados mediante 9 músculos neumáticos artificiales

McKibben, que le dan al exoesqueleto un peso total de 4.6 Kg. Cuenta con sensores diferenciales de presión y un método propuesto de control de presión diferencial.



Figura 2.5: Exoesqueleto de la Universidad de Ciencias de Tokyo.

El exoesqueleto de la Universidad de California en Berkeley[8], mostrado en la figura 2.6, permite levantar 500 lb de peso una altura de 30 pulgadas máximo.

Tiene 6 grados de libertad, los cuales son actuados neumáticamente. Cuenta con encoders, sensores fuerza piezoeléctricos de tres ejes, una pinza y guante de fuerza que permiten implementar un control de posición en lazo cerrado.

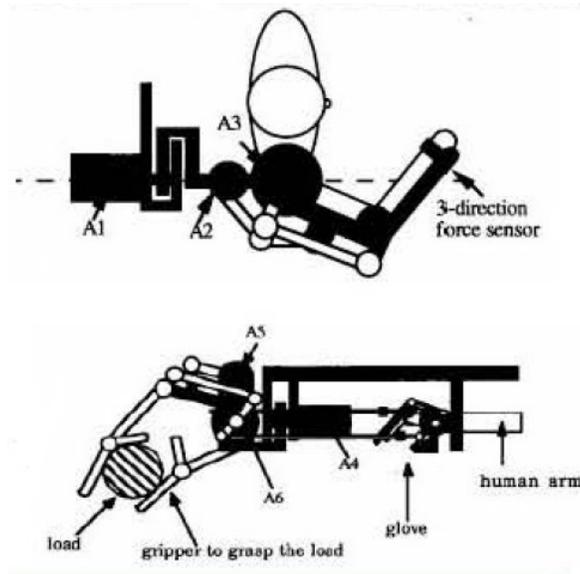


Figura 2.6: Diagrama del exoesqueleto de la Universidad de California en Berkeley.

La mayoría de estos exoesqueletos tratan la articulación del hombro como una articulación puramente esférica de 3 grados de libertad, sin embargo esta articulación presenta en realidad mas grados de libertad.

Para conocer realmente su estructura, se tiene que estudiar mas a fondo la anatomía del hombro.

2.2. Anatomía del Hombro

El hombro es las más móvil de todas las articulaciones del cuerpo humano.

Los hombros son la región anatómica donde se unen los brazos con el tronco. Es la articulación proximal del miembro superior. La región anatómica del hombro está compuesta por la unión de tres huesos: el omóplato, la clavícula y el húmero[9].

En la conjunción de estos tres huesos se forman dos articulaciones, la glenohumeral, aquella formada entre el húmero y el omóplato, y la acromioclavicular, que es la articulación que une el acromion escapular y la clavícula, el espacio subacromial (entre el acromion del omóplato y la cabeza del húmero); por él se deslizan los tendones del llamado manguito de los rotadores, encargados de elevar y rotar el brazo.

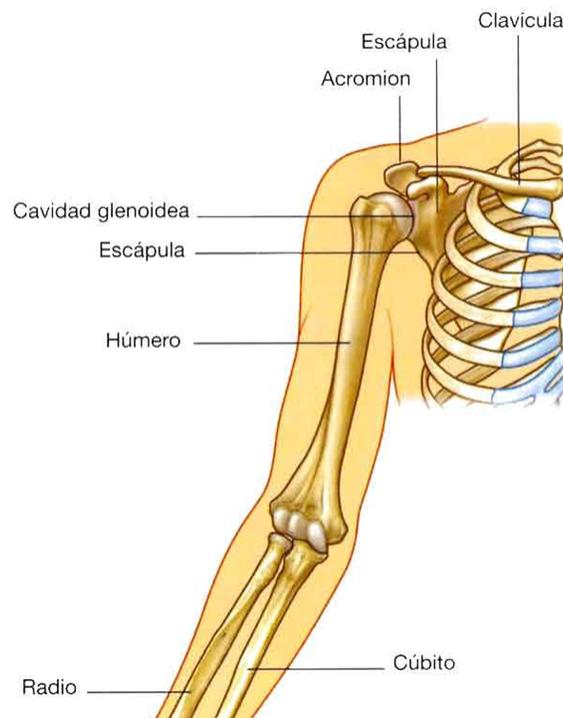


Figura 2.7: Huesos del hombro

Algunos expertos incluyen en esta clasificación las articulaciones esternocostoclavicular (formada por la clavícula y el esternón) y escapulotorácica como articulaciones propias del hombro. El resultado es el complejo articular más móvil del cuerpo humano, el de mayor amplitud y variedad de movimientos, pero también el más vulnerable, el que con más facilidad se lesiona a pesar de que los músculos, los ligamentos y los ten-

donos sirven para asegurar la estabilidad de los hombros.

Cuando nos referimos a la articulación del hombro habitualmente hacemos referencia a la articulación glenohumeral o escapulohumeral por ser la que permite al brazo la rotación y el movimiento en todas las direcciones separándolo del cuerpo. La superficie de las articulaciones está recubierta de cartílago hialino, que puede resistir presiones elevadas. Los extremos de los huesos están rodeados por un espacio virtual que los separa, la cavidad de las articulaciones, rellena de líquido sinovial para facilitar los deslizamientos, y rodeando el conjunto de la articulación se encuentra la cápsula articular.

A diferencia de otras articulaciones (por ejemplo, la articulación de la cadera) el hombro está estabilizado en su mayor parte por musculatura, que se encarga de dar movilidad y, en menor medida, estabilidad, ya que los músculos van sujetos a los huesos por tendones. A través de la denominada cintura escapular, las articulaciones se unen con la columna vertebral y los brazos, permitiendo la transmisión de movimiento a estos últimos.

2.2.1. Articulación del hombro (glenohumeral)

La articulación (glenohumeral o escapulohumeral) del hombro es una articulación esférica. Comprende la cabeza del húmero y la cavidad glenoidea del omóplato.

Esta cavidad es visiblemente menor (4:1) que la cabeza del húmero, lo que confiere a la articulación una margen de movimiento especialmente amplio.

Sin embargo, esto la vuelve también más inestable y, por tanto, más vulnerable a

lesiones como desarticulaciones y luxaciones.

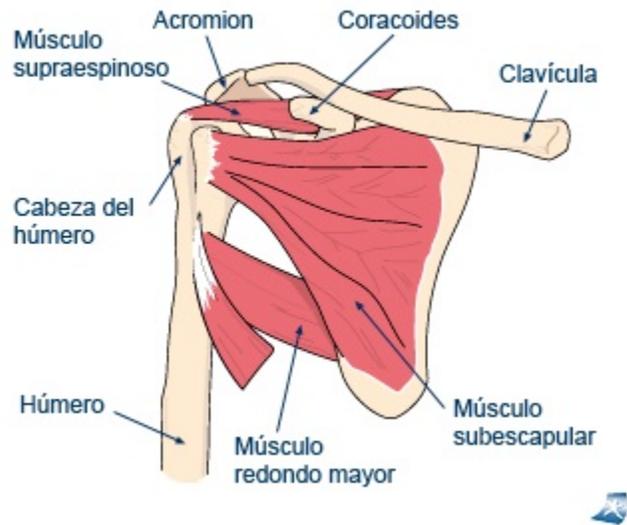


Figura 2.8: Hombro derecho desde delante.

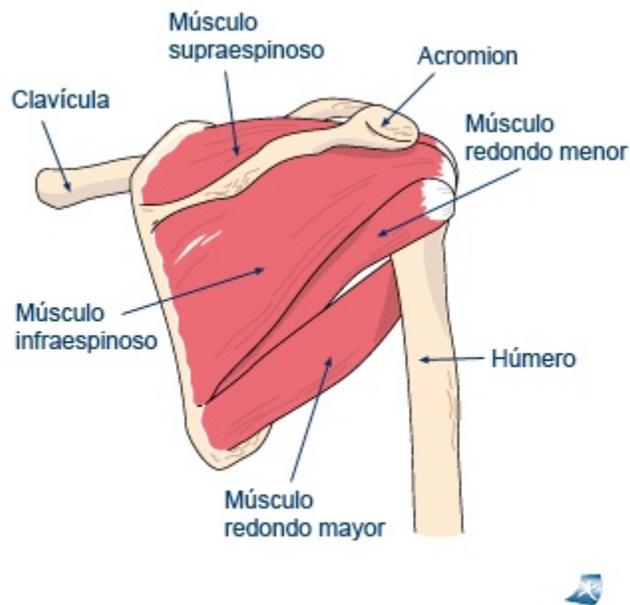


Figura 2.9: Hombro derecho desde detrás.

Tanto la cavidad glenoidea como la cabeza del húmero están cubiertas por cartílagos articulares. Además, la cápsula articular segrega continuamente líquido sinovial para mantener la articulación lubricada. A causa del desgaste o de infecciones, pueden surgir daños en la articulación que terminen provocando dolor y limitación de la movilidad.

Sobre la articulación del hombro encontramos dos cubiertas óseas:

- * Acromion
- * Proceso coracoideo.

Estas dos formaciones óseas forman el punto de partida de diversos ligamentos, que, entre otras muchas funciones, estabilizan la clavícula. Partiendo del acromion, el ligamento coracoacromial va hasta el proceso coracoideo. El pinzamiento de musculatura o tendones entre el acromion y la cabeza del húmero puede derivar en limitaciones de movimiento y dolores (síndrome de pinzamiento subacromial).

2.2.2. Articulación del hombro (escapulotorácica)

Se trata de una articulación fisiológica y no anatómica (falsa); no puede actuar sin las otras dos a las que está mecánicamente unida.

Ésta permite el deslizamiento de la escápula resbalando sobre la pared costal. Los ligamentos coracoclaviculares y las inserciones musculares ayudan a mantener la escápula y a estabilizarla contra el tórax.

Posee 4 grados de libertad:

- * Elevación y depresión de escápula

- * Abducción y aducción
- * Traslación interna y externa
- * Rotación hacia abajo y hacia arriba

En su formación se observan dos zonas:

1. Zona Omoserrática:

- Por detrás y por fuera: el omóplato, el músculo subescapular;
- Por delante y por dentro: la capa muscular del serrato mayor, que se extiende desde el borde interno del omoplato hasta la pared anterolateral del tórax.

2. Zona Parietoserrática:

- Por dentro y por delante: la pared torácica (costillas y músculos intercostales);
- Por atrás y por fuera: el serrato mayor.



Figura 2.10: Articulación escapulotorácica, vista superior.

2.2.3. Cintura escapular

La cintura escapular une los brazos con la columna vertebral, igual que la cadera lo hace con las piernas.

La cintura escapular se asienta en los siguientes huesos:

- * El omóplato (escápula).
- * La clavícula.

Estos dos huesos se sitúan sobre músculos, tendones y ligamentos que están unidos a los brazos y a la columna vertebral. La denominada articulación esterno-clavicular (esternocostoclavicular) permite unir la cintura escapular con la columna vertebral. En la articulación del hombro se unen nuevamente los brazos con la cintura escapular.

2.2.4. Músculos de los hombros

Múltiples músculos estabilizan la cabeza del húmero en la cavidad glenoidea.

Además, los músculos de los hombros posibilitan el movimiento del brazo y el hombro.

Un grupo de músculos forman el llamado manguito de los rotadores.

Es el manguito de los rotadores el encargado de sostener la cabeza del húmero en dicha cavidad y permite a los brazos moverse en tres dimensiones

- * Músculo redondo menor.
- * Músculo infraespinoso.
- * Músculo supraespinoso.
- * Músculo subescapular.

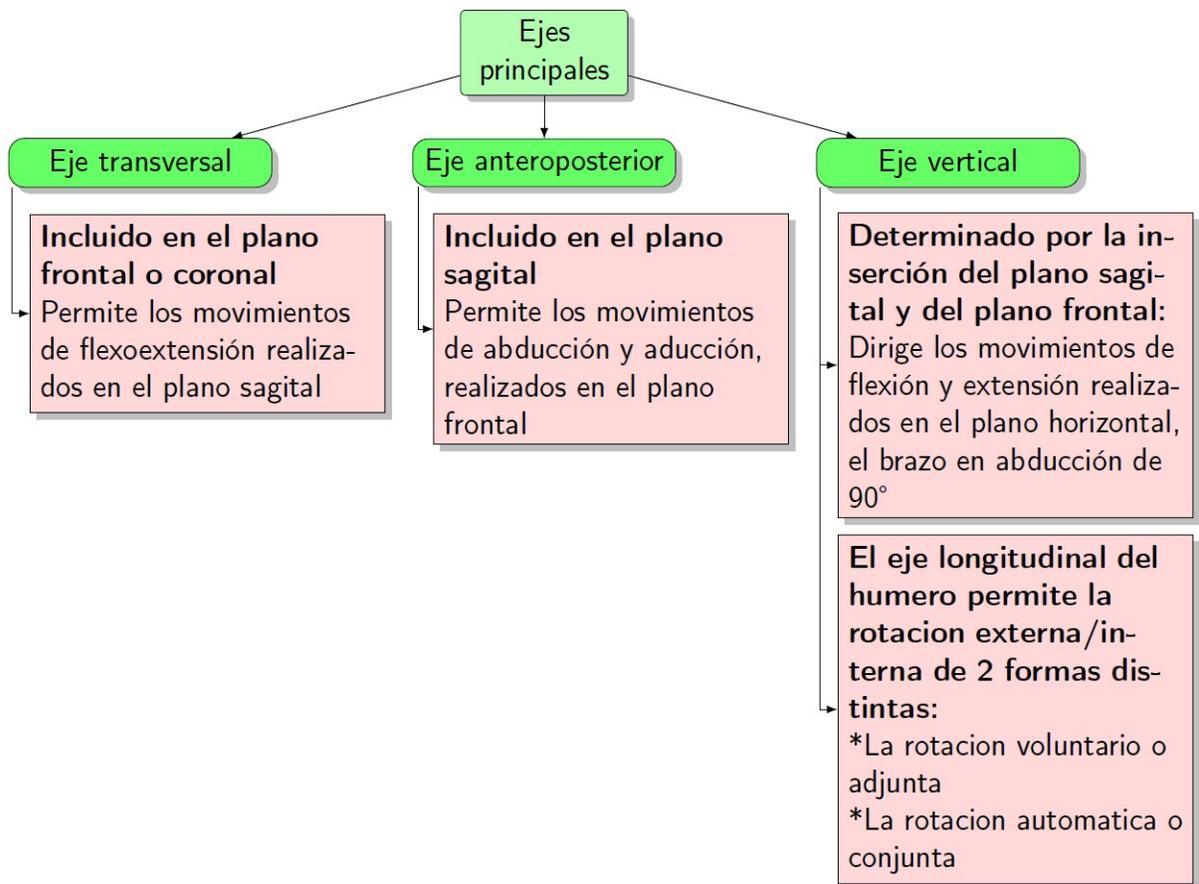
En la tabla 2.1 se observan algunos de los músculos del hombro y su función.

Músculos	Función
Músculo supraespinoso	Se encuentra en la zona superior de la articulación del hombro; protege el músculo deltoides del movimiento de la separación (abducción) del brazo. Es el más vulnerable a pinzamientos, desgarros y calcificación
Músculo subescapular	Estiramiento hacia atrás, rotación interna
Músculo infraespinoso	Rotación externa
Músculo redondo menor	Estiramiento hacia atrás, rotación externa, traer los brazos hacia el cuerpo (Adducción)
Músculo redondo mayor	Rotación interna, traer los brazos hacia el cuerpo (Adducción)
Músculo deltoides	Cubre todo el manguito de los rotadores y permite la abducción del brazo superior

Tabla 2.1: Algunos músculos del hombro y su función.

2.3. Extensión de los movimientos del hombro

El hombro posee tres grados de libertad, lo que le permite orientar el miembro superior en relación a los tres planos del espacio, merced a tres ejes principales (fig 2.11)[10]:



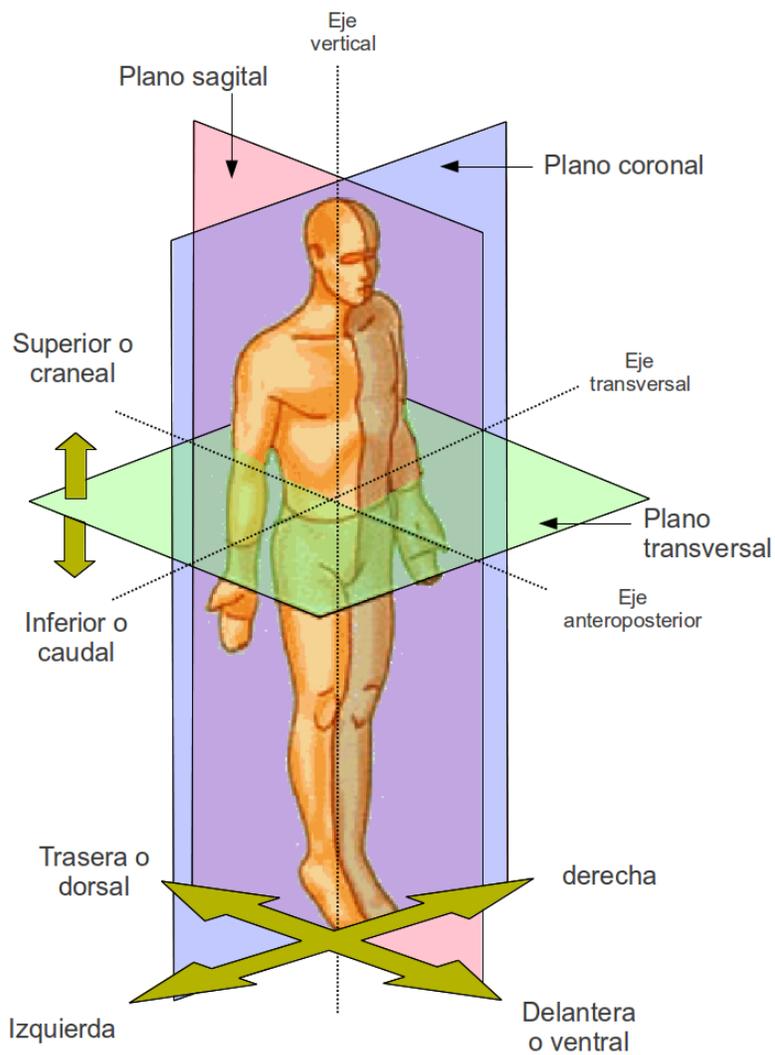


Figura 2.11: Planos posición anatómica.

2.3.1. Flexoextensión

Los movimientos de flexoextensión se efectúan en el plano sagital en torno a un eje transversal:

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

* Flexión: movimiento de gran amplitud, 180°.

La misma posición de flexión a 180° puede definirse también como una abducción de 180° , próxima a la rotación longitudinal (paradoja de Codman).

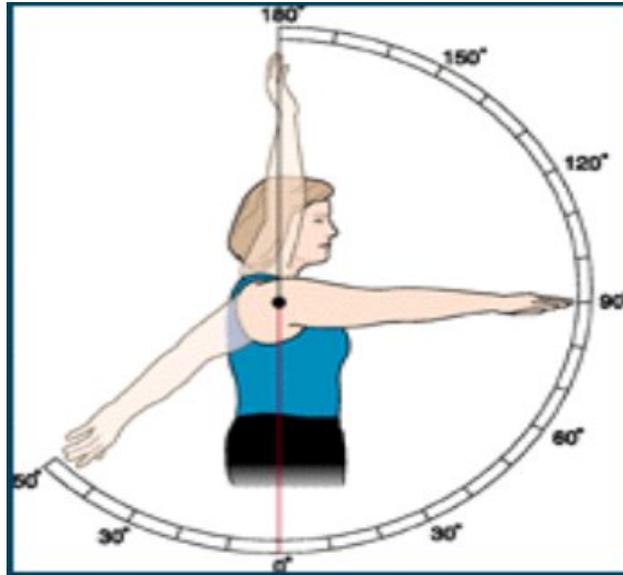


Figura 2.12: Amplitud del movimiento de flexoextensión.

2.3.2. Aducción

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

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

2.3.3. La abducción

La abducción es el movimiento que aleja el miembro superior del tronco, se realiza en el plano frontal , en torno al eje anteroposterior.

La amplitud de la abducción alcanza los 180°; el brazo queda vertical por arriba del tronco.

Dos observaciones:

* A partir de los 90°, la abducción aproxima el miembro superior al plano de simetría del cuerpo, convirtiéndose en sentido estricto en una aducción.

* La posición final de abducción de 180° también puede alcanzarse con un movimiento de flexión de 180°.

En cuanto a las acciones musculares y el juego articular , la abducción, desde la posición anatómica , pasa por tres estadios:

1) Abducción de 0° a 60° que puede efectuarse únicamente en la articulación glenohumeral;

2) Abducción de 60° a 120° que necesita la participación de la articulación escapulo torácica;

3) Abducción de 120° a 180° que utiliza, además de la articulación glenohumeral y la articulación escapulo torácica, la inclinación del lado opuesto del tronco.

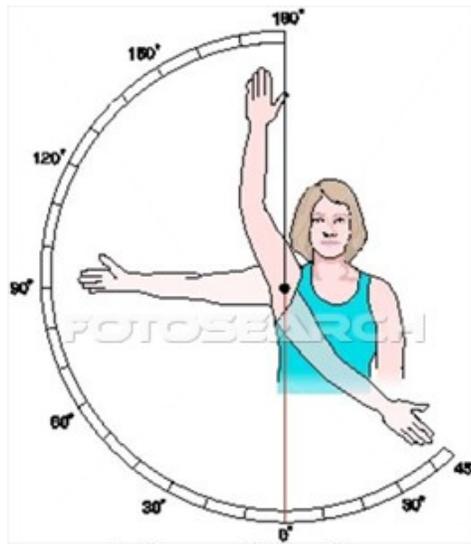


Figura 2.13: Amplitud del movimiento de abducción-aducción.

2.3.4. La rotación del brazo sobre su eje longitudinal

Es la rotación del brazo en la articulación glenohumeral, puede realizarse en cualquier posición del hombro. Se trata de la rotación voluntaria o adjunta de las articulaciones con tres ejes y tres grados de libertad.

Generalmente, esta rotación se mide en la posición anatómica del brazo que pende verticalmente a lo largo del cuerpo.

En la posición anatómica, denominada de rotación interna/externa; para medir la amplitud de estos movimientos de rotación, el codo debe estar necesariamente flexionado a 90° de forma que el antebrazo está entonces en el plano sagital:

- a) Rotación externa : su amplitud es de 80°, jamás alcanza los 90°.

Esta amplitud total de 80° no se utiliza habitualmente en esta posición, con el brazo vertical a lo largo del cuerpo.

Por el contrario, la rotación externa más empleada y por lo tanto la más importante desde el punto de vista funcional, es el sector comprendido entre la posición anatómica fisiológica (rotación interna 30°) y la posición anatómica clásica (rotación 0°).

b) Rotación interna : su amplitud es de 100 a 110° .

Para alcanzarla, se requiere necesariamente que el antebrazo pase por detrás del tronco, lo que asocia cierto grado de extensión al hombro. La libertad de este movimiento es indispensable para que la mano pueda alcanzar la espalda. Es condición indispensable para poder realizar la higiene perineal posterior. En cuanto a los 90 primeros grados de rotación interna, se asocian ineludiblemente con una flexión de hombro mientras que la mano queda por delante del tronco.

2.3.5. Flexo extensión horizontal

Se trata del movimiento del miembro superior en el plano horizontal en torno al eje vertical, o más exactamente, en torno a una sucesión de ejes verticales, ya que el movimiento se realiza no sólo en la articulación glenohumeral sino también en la escapulotorácica.

a) Posición anatómica : el miembro superior está en abducción de 90° en el plano frontal, lo que emplaza la acción de la siguiente musculatura:

- * músculo deltoides (sobre todo su porción acromial);
- * músculo supra espinoso;
- * músculo trapecio: porciones superiores (acromial y clavicular) e inferior (tubercular);
- * músculo serrato anterior.

b) Flexión horizontal , movimiento que asocia la flexión y la aducción de 140° de amplitud, activa los siguientes músculos:

- * músculo deltoides (porción antero interna y antero externa en una proporción variable entre ellas y con el haz medio)
- * músculo subescapular;
- * músculos pectorales mayor y menor;
- * músculo serrato anterior.

c) Extensión horizontal , movimiento que asocia la extensión y la aducción de menor amplitud 30-40 grados, activa los siguientes musculos: * músculo deltoides (haces posteroexternos IV y Y, postero internos VI y VII en una proporción variable entre ellos y con el haz medio);

- * músculo supraespinoso;
- * músculo infraespinoso;
- * músculos redondos mayor y menor;
- * músculo romboides;
- * músculo trapecio (haz espinoso que se añade a los otros dos);
- * músculo dorsal ancho (en antagonismo-sinergia con el músculo deltoides que anula el importante componente de aducción del músculo dorsal ancho).

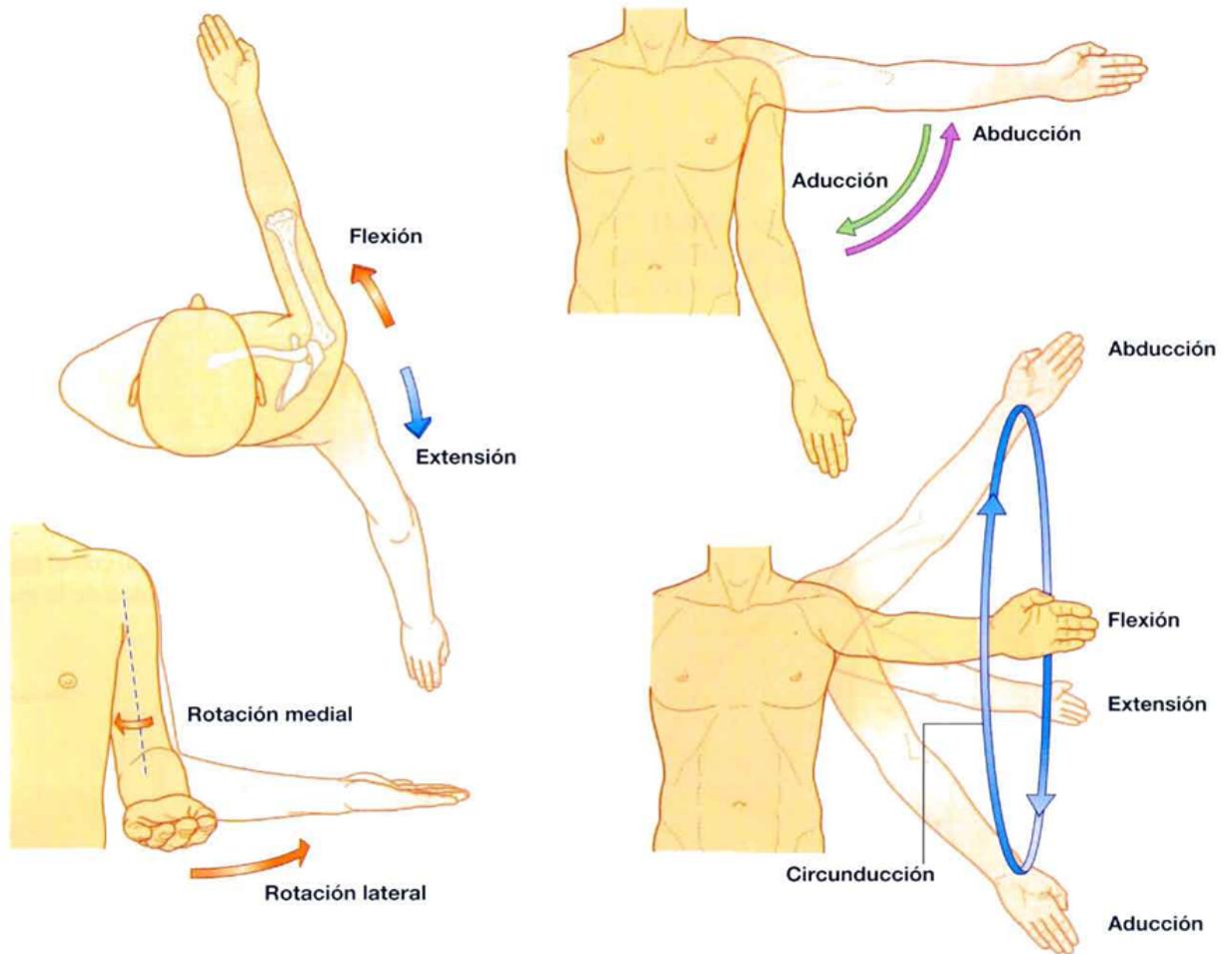


Figura 2.14: Movimientos del hombro en la articulación glenohumeral.

2.3.6. Movimientos del muñón del hombro en el plano horizontal

Estos movimientos ponen en juego la articulación escapulo torácica[11].

- a) Retro posición del muñón del hombro : músculos romboides, trapecio (porción media) y dorsal ancho.

- b) Anteposición del muñón del hombro: músculos pectoral mayor, pectoral menor y serrato anterior.
- c) Elevación escapular: Trapecio (fibras superiores), angular del homóplato, romboides mayor y menor.
- d) Depresión escapular: Trapecio (fibras medias e inferiores), dorsal mayor, pectorales mayor y menor.

En la figura 2.15 se observa la ubicación del centro de la articulación glenohumeral (CGH) para tres diferentes ángulos de abducción del brazo ($\theta_1 = 0$; $\theta_1 = 60$; $\theta_1 = 150$). Este desplazamiento Δy_{CGH} se produce por la elevación escapular.

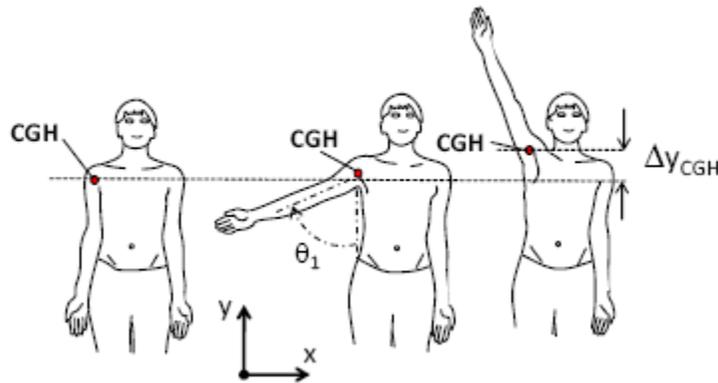


Figura 2.15: Ubicación de CGH.

En la figura 2.16 se observa el movimiento de la articulación-CGH durante la abducción del brazo. θ_1 designa el ángulo de abducción del brazo. La amplitud del movimiento vertical de la articulación-CGH es 124 mm y del movimiento horizontal es 32 mm

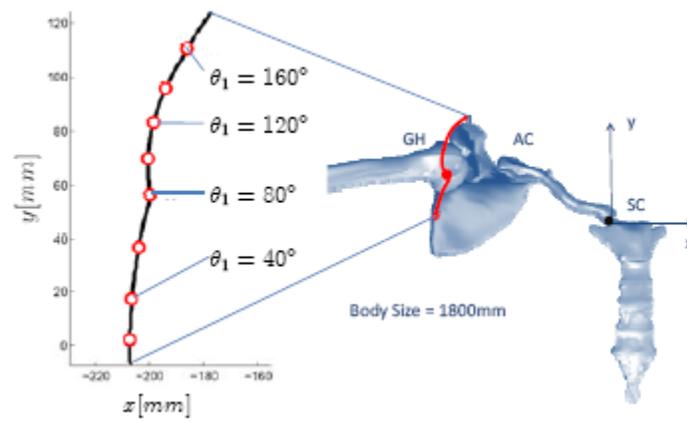


Figura 2.16: Movimiento de la articulación-CGH en elevación escapular

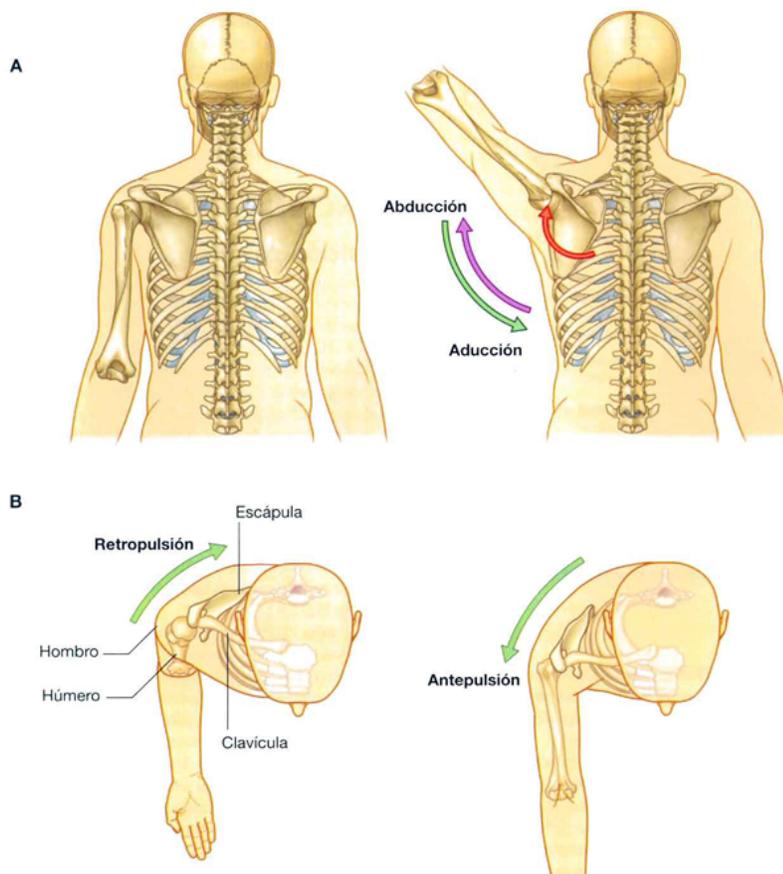


Figura 2.17: Movimientos del hombro en la articulación escapulohumeral.

2.4. Simplificaciones asumidas y modelos

2.4.1. Modelo Humano

En primer lugar debe adoptarse un modelo humano en el que se determine el número de segmentos que lo componen, la localización del centro de gravedad y el peso de cada segmento. A este conjunto de datos se le denomina parámetros inerciales del modelo humano. La segmentación del cuerpo puede realizarse de múltiples formas dependiendo de cuál sea el objeto de estudio, aunque habitualmente se utilizan 14 segmentos que se presuponen no deformables (Cabeza+cuello, Tronco, Muslos, Piernas, Pies, Brazos, Antebrazos y Manos). Para la determinación de un segmento corporal son imprescindibles dos puntos que definan su eje longitudinal, que habitualmente se corresponden con los extremos de dicho eje: el punto proximal (inicio del segmento) y punto distal (final del segmento).

Existen modificaciones o adaptaciones sobre este modelo básico. Los más comunes son: dividir el tronco en dos, tres o más segmentos (tórax, abdomen y pelvis), siendo éste el modelo desarrollado inicialmente por Dempster (1955) y Plagenhoef (1962, 1971), o simplificar el modelo reduciendo el número de segmentos, lo que implica asumir que determinadas articulaciones se comportan de forma rígida, perdiéndose la movilidad entre ellas.

El modelo empleado en el presente caso (Figura 2.18) presenta 16 segmentos, habiéndose dividido el tronco en tórax y pelvis, y ésta a su vez en dos segmentos que comienzan en el espacio intervertebral L5/S1 y finalizan en las caderas.

Por ello, lo más habitual es expresar el peso de cada segmento como un porcentaje del peso total del individuo. Existen diversos modelos de este estilo. El más habitualmente empleado es el procedente de los estudios de Dempster[12] y Clauser[13], que obtuvieron los datos del desmembramiento de cadáveres (Tabla 2.2).

SEGMENTO	MASA	CG	PUNTO PROXIMAL	PUNTO DISTAL
Cabeza y cuello	7.3 %	46.40 %	vertex	gonion medio
Tronco	50.7 %	38.03 %	hueco supraesternal	cadera media
Brazo	2.6 %	51.30 %	acromion	radiale
Antebrazo	1.6 %	38.96 %	radiale	art. muñeca
Mano	0.7 %	82.00 %	art. muñeca	estiloides 3° dedo
Muslo	10.3 %	37.19 %	art. cadera	tibiale
Pantorrilla	4.3 %	37.05 %	tibiale	art. tobillo
Pie	1.5 %	44.90 %	talón	dedo 1°

Tabla 2.2: Parámetros inerciales determinados por Dempster y Clauser.

En la Tabla 2.2 la columna MASA indica la masa del segmento en porcentaje respecto a la masa total del sujeto. La columna CG indica el porcentaje, respecto a la longitud total del segmento correspondiente, al que se encuentra el centro de gravedad del segmento medido desde el punto proximal.

Otros estudios, como los de Drillis y Contini [14] permiten realizar una estimación de la longitud de los diferentes segmentos corporales en función de la estatura del individuo (Tabla 2). Puede emplearse cuando se desconocen dichos valores y su medición directa es imposible. Los datos de la longitud de los segmentos fueron obtenidos mediante

mediciones sobre sujetos vivos, llevando a cabo una regresión estadística respecto a la variable estatura. De esta forma se obtuvieron las dimensiones de cada segmento como una proporción de la estatura del individuo. En general se encontraron correlaciones con $r^2 > 0.5$, excepto en el caso de la longitud del pie y de la longitud de la mano en los que $r^2 < 0.5$. Debe recordarse que los valores obtenidos son estimados, y que en cualquier caso es preferible la medición directa de las longitudes. No obstante, el empleo de las correlaciones entre la estatura y las longitudes de los segmentos corporales provoca un error estándar inferior a un centímetro. Es decir, en el 95 % de las ocasiones, la longitud real y la estimada diferirán en menos de 2 centímetros.

SEGMENTO	% Estatura
Mano	10.8
Tórax	28.8
Brazo	18.6
Antebrazo	14.6
Pelvis	4.5
Muslo	20.0
pantorrilla y pie	28.5

Tabla 2.3: Estimación de la longitud de los segmentos corporales.

Así, puede estimarse que un individuo cuyo peso fuera 75 kilogramos y cuya estatura fuese 175 cm., tendría un antebrazo cuyo peso sería 1,2 kilos ($75 \cdot 0.016$), con una longitud de 25,55 cm. ($175 \cdot 0.146$) y cuyo centro de gravedad se encontraría a 9.95 cm. del radiale.

De manera tal que el modelo del hombro, en diagrama libre, obtenido a partir de éstos datos se muestra en la figura 2.19. Se puede observar que el omóplato se representa con dos articulaciones giratorias, las cuales permiten los movimientos del hombro en la articulación escapulotorácica, con sus dos grados de libertad; mientras que el hombro se representa mediante una articulación esférica, la cual permite los tres grados de libertad de la articulación glenohumeral.

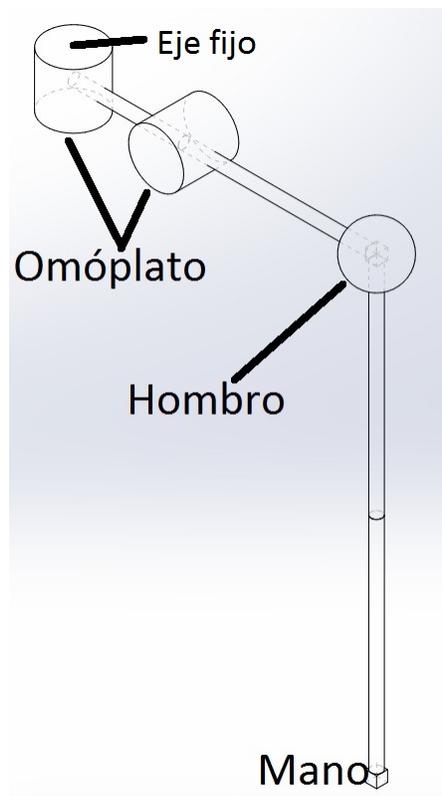


Figura 2.19: Diagrama del modelo del hombro.

CAPÍTULO 3

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL EXOESQUELETO

3.1. Diseño Mecánico del Exoesqueleto

Uno de los principales objetivos de esta tesis es la coincidencia de los movimientos del exoesqueleto con los del ser humano. Considerando el diseño desde esta perspectiva, se determinó que el exoesqueleto tuviera 5 grados de libertad que correspondieran con los grados de libertad previamente expuestos: tres para la articulación glenohumeral y dos para para la articulación escapulotorácica.

Se puede apreciar que la articulación esférica del hombro del humano se transforma en tres articulaciones giratorias del hombro del exoesqueleto; una de ellas es una articulación deslizante-giratoria cuyo eje coincide con el eje longitudinal del brazo del humano. Esta articulación del exoesqueleto es para reproducir el movimiento de rotación interna/externa del hombro del ser humano. Se aprecia también que el exoesqueleto recubre o rodea el hombro del humano, ésta es la razón del porque se llama exoesqueleto.

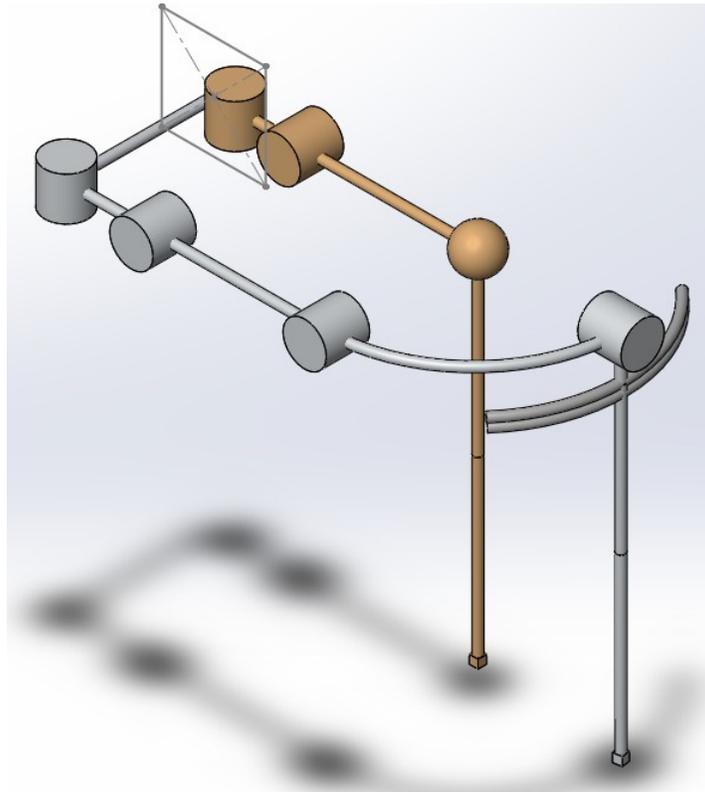


Figura 3.1: Diagrama del exoesqueleto.

La articulación para el movimiento de retroposición/anteposición del muñón del hombro fue incluida sólo para una mejor adaptación del exoesqueleto al cuerpo humano, de manera tal que fue diseñada como una articulación pasiva. Similarmente, se añadió una articulación en el codo para mayor comodidad del usuario; este nuevo elemento fue incluido como una articulación pasiva, de manera tal que el exoesqueleto fue concebido con un total de 6 grados de libertad.

Con los datos obtenidos y las características anteriormente expuestas se diseñó un exoesqueleto para hombro, para una persona de talla media: 1.75 m de altura y 75 Kg. de peso, que puede adaptarse

En la Figura 3.2 se puede observar el diseño casi terminado del exoesqueleto. Se aprecian las articulaciones que permiten cada uno de los movimientos del hombro y que coinciden con éstos.

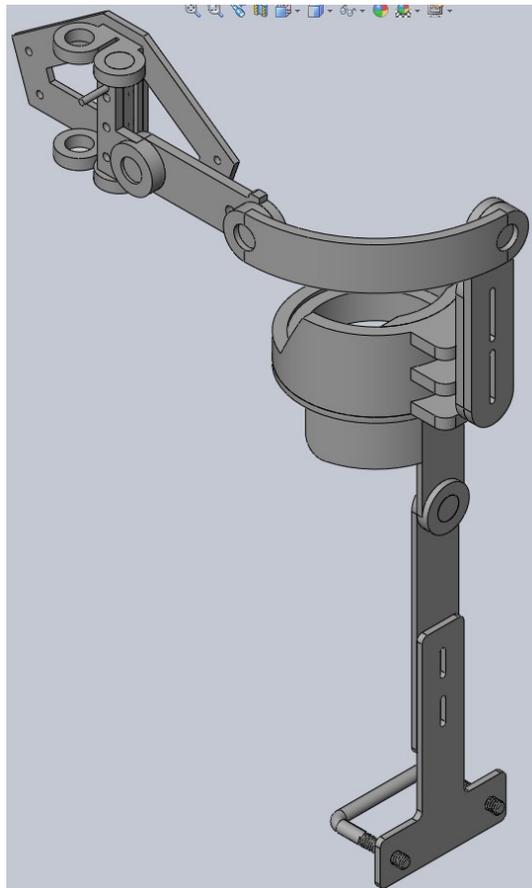


Figura 3.2: Diseño del exoesqueleto en SOLIDWORKS

Se puede observar que el diseño cuenta con cinco grados de libertad en el hombro: tres grados de libertad que corresponden con la articulación glenohumeral y dos grados de libertad que corresponden con la articulación escapulohumeral. También cuenta con

un grado de libertad en el codo, pero este no se va a modelar ni actuar, se ha diseñado así para que el usuario tenga comodidad.

En la Figura 3.3 se puede observar el diseño final del exoesqueleto, donde se aprecian las adaptaciones para los motores y donde se indican las funciones de cada articulación.

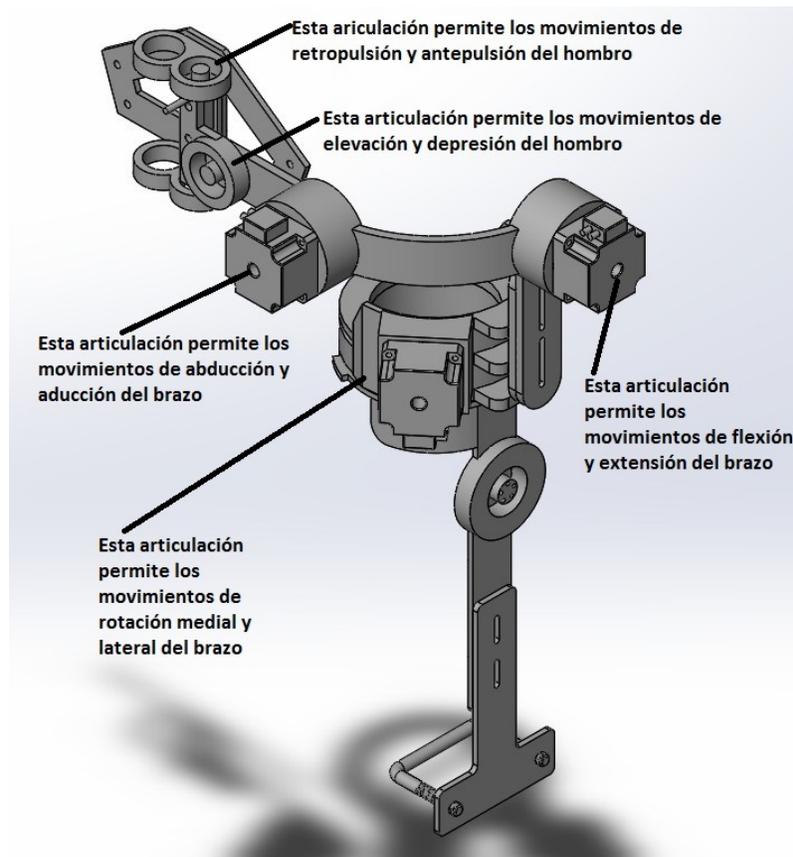


Figura 3.3: Diseño Final del exoesqueleto en SOLIDWORKS

En la figura 3.4 se observa como quedaría el exoesqueleto completo con los dos brazos.

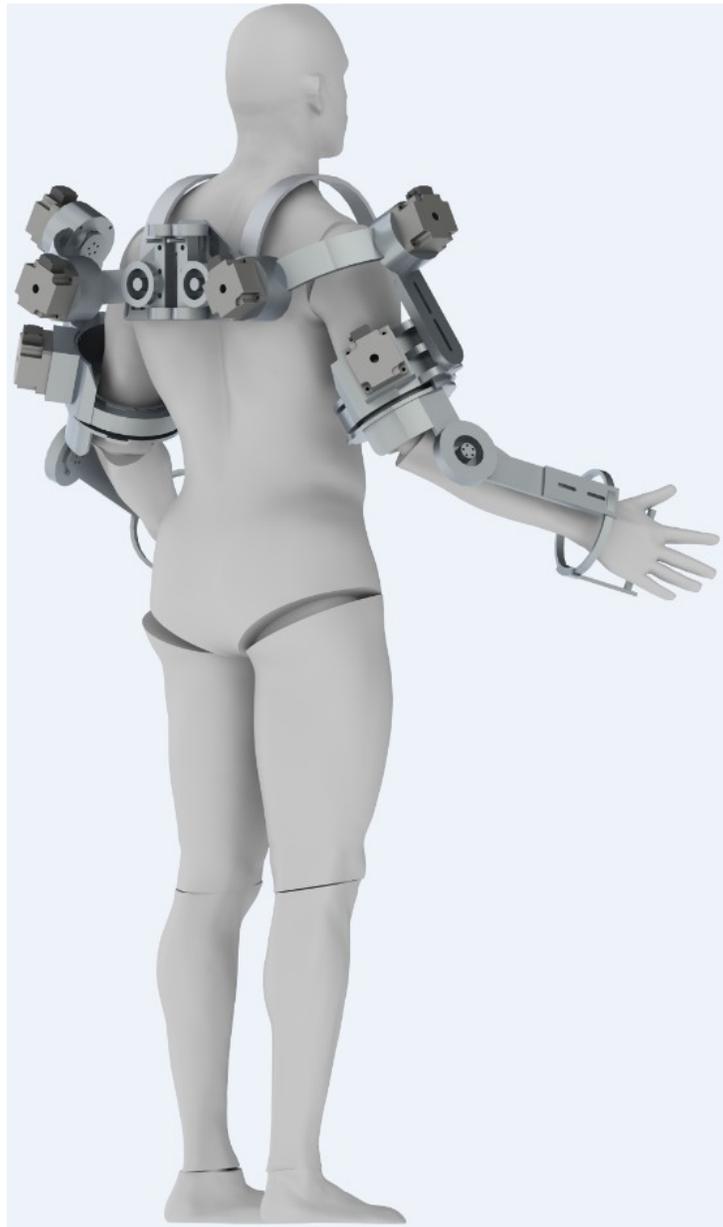


Figura 3.4: Diseño completo del exoesqueleto

Una de las principales preocupaciones en el diseño de este prototipo es la seguridad del usuario, es por ello que el diseño cuenta con topes mecánicos como uno de sus principales sistemas de seguridad. Como dato adicional, el robot cuenta también con

seguridad por software.

En la tabla 3.1 se muestra la extensión de los movimientos que puede alcanzar nuestro exoesqueleto comparado con los que puede alcanzar un humano promedio.

DOF	Man[15]	Caden-7[16]	EXOS[17]	MGA[18]	UMI
Ext/Flx	236	180	135	210	225
Abd/Add	173.5	180	140	138	140
Int/Extr	160	160	135	131	160
Elv/Dep	15	—	—	—	10

Tabla 3.1: Extensión de movimientos en brazos exoesqueletos.

3.2. Análisis de esfuerzos

Se realizó un estudio de esfuerzos en la estructura para determinar el material a utilizar y las dimensiones. Este estudio se realizó en el programa SolidWorks mediante su herramienta de elemento finito.

Después de varios ensayos se concluyó que el material adecuado a utilizar es la aleación de aluminio 6061-T6, usando barras de 2"X 3/8".

Con este material se pudieron obtener los parámetros físicos de cada pieza, los cuales se observan en el Anexo B.

En la figura 3.5 se observa el estudio de análisis de esfuerzos en flexión a 90°, se

considera el peso propio de la estructura, el peso de los motores y se supone que la estructura carga en su punto mas alejado un peso de 100 N. Con todo esto, su factor de seguridad es de 2.29.

El factor de seguridad es el cociente entre el valor calculado de la capacidad máxima de un sistema y el valor del requerimiento esperado real a que se verá sometido. Por este motivo debe ser un número mayor que uno (como en este caso en particular), que indique la capacidad en exceso que tiene el sistema por sobre sus requerimientos.

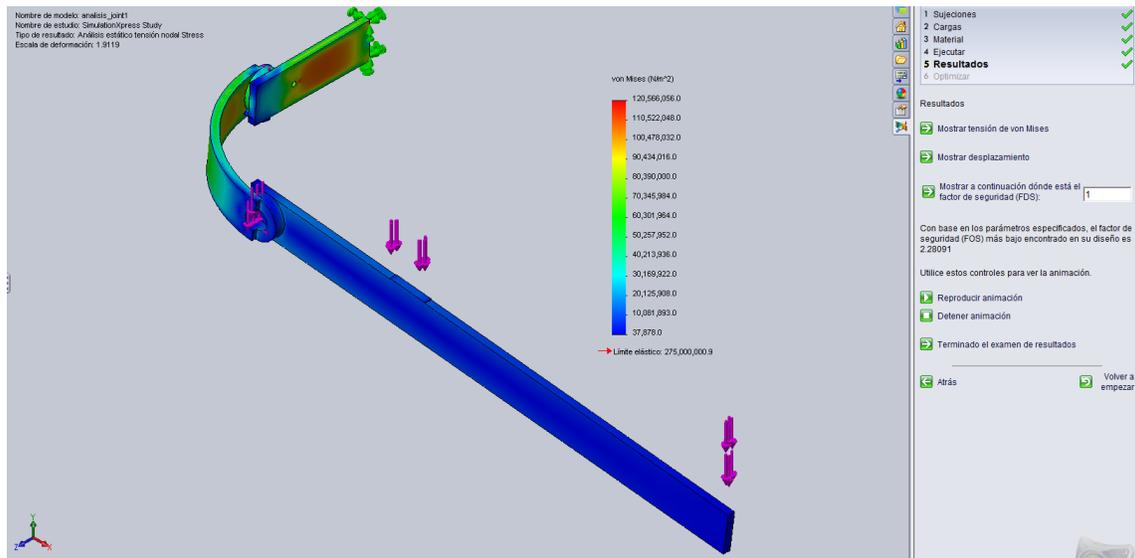


Figura 3.5: Análisis de esfuerzos en flexión a 90°.

En la figura 3.6 se observa el estudio de análisis de esfuerzos en flexión a 90° con rotación interna del brazo de 90°. Su factor de seguridad es de 1.75.

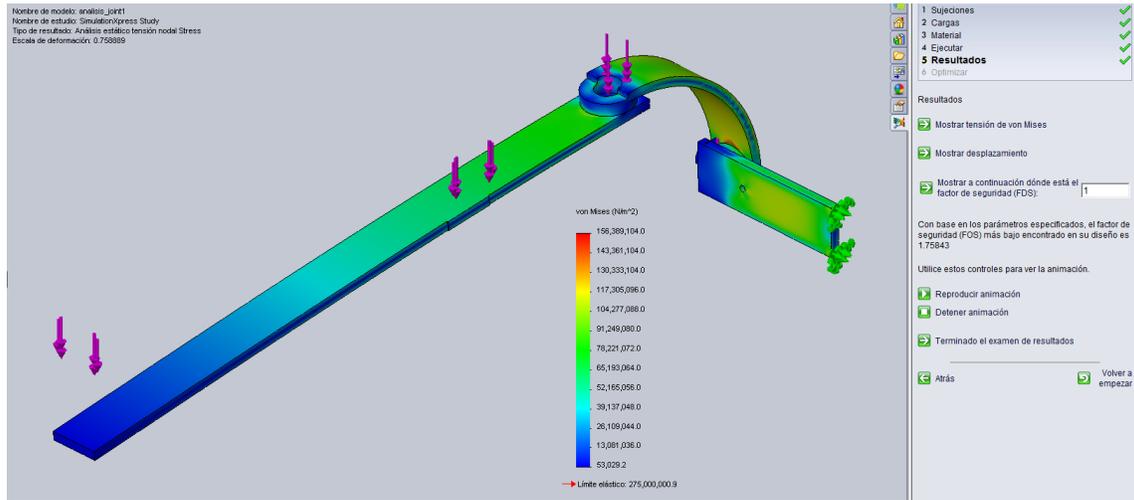


Figura 3.6: Análisis de esfuerzos en flexión a 90° con rotación interna del brazo.

En la figura 3.7 se observa el estudio de análisis de esfuerzos en abducción a 90°. Su factor de seguridad es de 2.43.

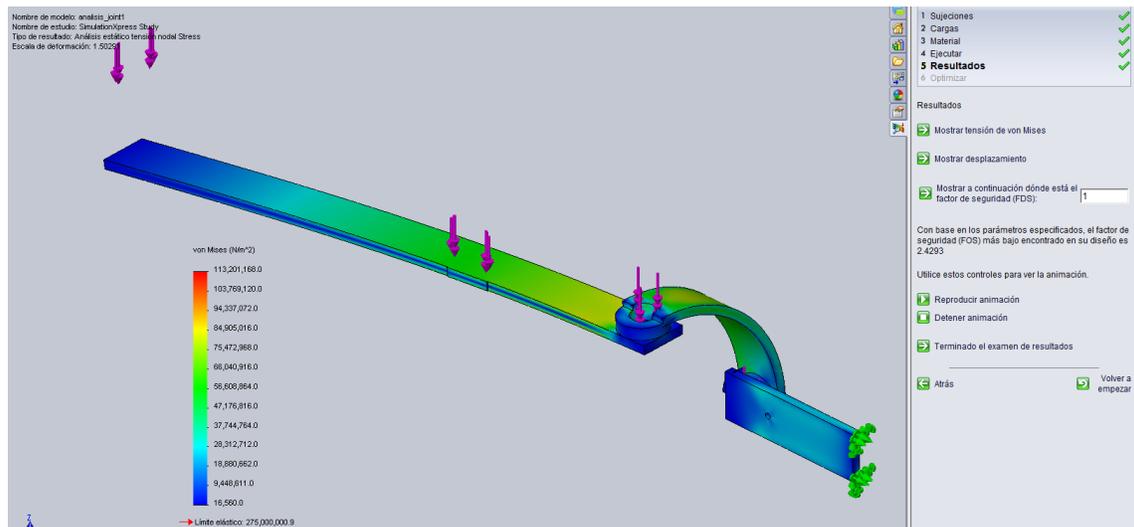


Figura 3.7: Análisis de esfuerzos en abducción a 90°.

3.3. Construcción del Exoesqueleto

El maquinado y la construcción del exoesqueleto se llevó a cabo, bajo la supervisión del autor de esta tesis y con financiamiento del laboratorio UMI-LAFMIA, en la empresa ACAMSA ubicada en Maracaibo 27, col. San Pedro Zacatenco, Del. Gustavo A Madero, muy cerca del CINVESTAV.

En la figura 3.8 se puede observar a la izquierda, una de las piezas del antebrazo siendo maquinada en el torno mecánico, y a la derecha una pieza del soporte de la espalda en la fresadora siendo desbastada.

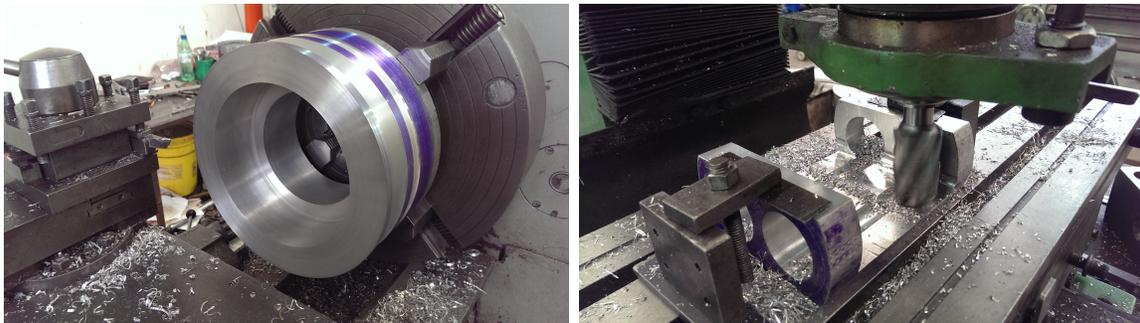


Figura 3.8: Fabricación

En la figura 3.9 se pueden observar distintas piezas ya terminadas del exoesqueleto. En c) se pueden ver los adaptadores que se diseñaron para los motores Harmonic Drive, ya que éstos no cuentan con vástago. Es importante mencionar que el diseño del exoesqueleto incluye rodamientos para evitar que los motores soporten cargas innecesarias; los motores sólo proporcionan el torque para mover las articulaciones, de manera que las cargas axiales y radiales las soportan los rodamientos. Ésto también implica que el robot puede quedar completamente armado aún cuando no tenga acoplados los motores.

En d) de la figura 3.9 se puede observar el subensamble que se hace entre la pieza omóplato y la pieza para el movimiento de retropulsión/antepulsión.



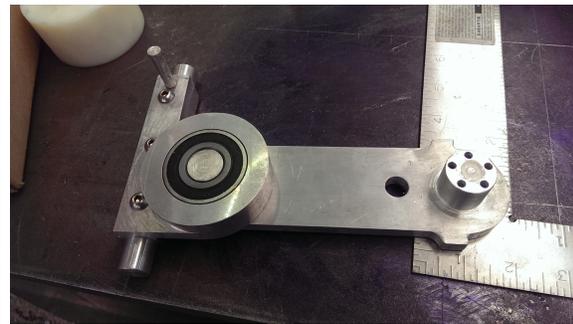
(a) Antebrazo



(b) Joint



(c) Adaptadores



(d) Omóplato



(e) Espalda

Figura 3.9: Piezas

En la figura 3.10 se aprecia el prototipo terminado, completamente armado y montado en un soporte para pruebas finales.



Figura 3.10: Prototipo terminado.

CAPÍTULO 4

MODELO DINÁMICO Y CINEMÁTICO

4.1. Cinemática

Para obtener las ecuaciones cinemáticas del robot es necesario contar con el diagrama de eslabones simplificado del exoesqueleto. En la figura 4.1 se pueden observar los eslabones, los puntos de rotación y los nombres que se han asignado a cada elemento del exoesqueleto.

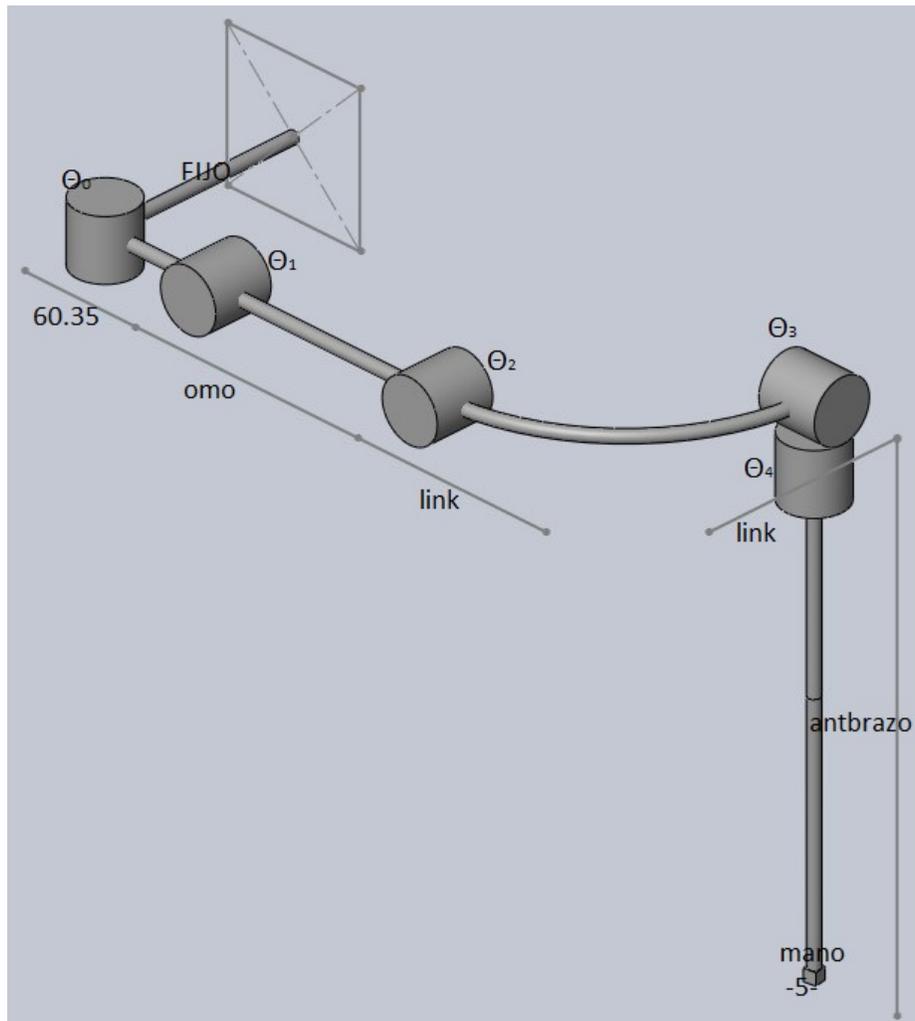


Figura 4.1: Diagrama de los eslabones del modelo

A partir de aquí podemos obtener los parámetros de Denavith Hartenberg (DH), los cuales se muestran en la tabla 4.1.

Link	a_i	α_i	d_i	θ_i
0	60.65	90	0	θ_0
1	139	0	0	θ_1
2	lnk	0	-lnk	θ_2
2'	0	0	0	-90
2''	0	-90	0	0
3	0	-90	0	θ_3
3'	0	0	0	90
3''	0	-90	0	0
4	0	0	-635.6	θ_4

Tabla 4.1: Parámetros DH.

Una vez obtenidos los parámetros, se procede a obtener la matriz de rotación que nos lleva del origen, en el elemento fijo, a la mano, la cual se obtiene mediante la ecuación 4.1[19].

$$T = T_0^1 * T_1^2 * T_2^3 * T_3^4 * T_4^5 \quad (4.1)$$

en donde:

$$T_0^1 = \begin{bmatrix} \cos(\theta_0) & 0 & \sin(\theta_0) & 60.35 \sin(\theta_0) \\ \sin(\theta_0) & 0 & -\cos(\theta_0) & 60.35 \cos(\theta_0) \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.2)$$

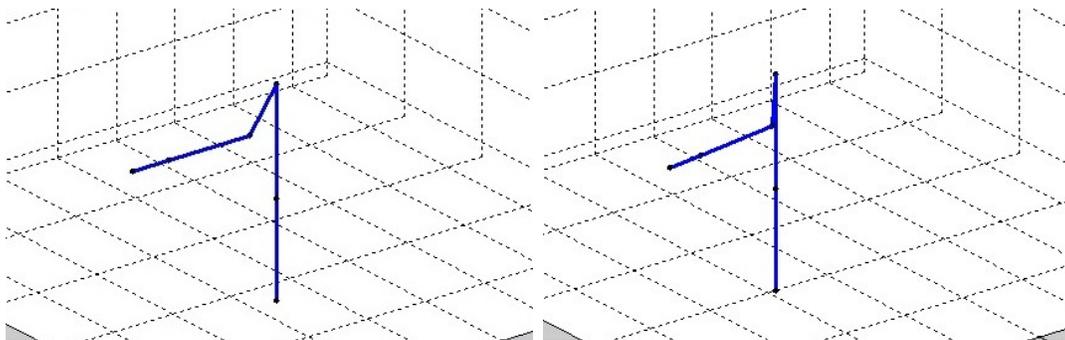
$$T_1^2 = \begin{bmatrix} \cos(\theta_1) & -\sin(\theta_1) & 0 & omo \cos(\theta_1) \\ \sin(\theta_1) & \cos(\theta_1) & 0 & omo \sin(\theta_1) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.3)$$

$$T_2^3 = \begin{bmatrix} \sin(\theta_2) & 0 & \cos(\theta_2) & link \cos(\theta_2) \\ -\cos(\theta_2) & 0 & \sin(\theta_2) & link \sin(\theta_2) \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.4)$$

$$T_3^4 = \begin{bmatrix} 0 & -\sin(\theta_3) & -\cos(\theta_3) & -\cos(\theta_3) \\ 0 & \cos(\theta_3) & -\sin(\theta_3) & -\sin(\theta_3) \\ 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.5)$$

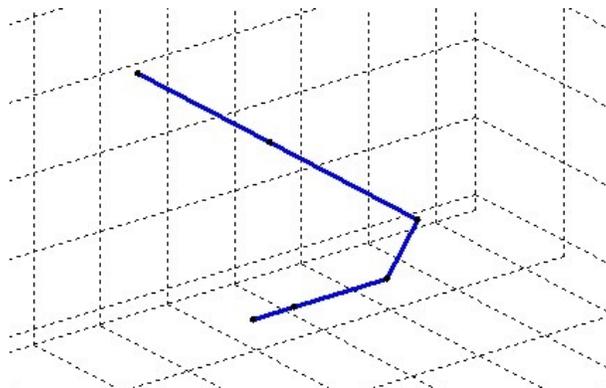
$$T_4^5 = \begin{bmatrix} \cos(\theta_4) & -\sin(\theta_4) & 0 & 0 \\ \sin(\theta_4) & \cos(\theta_4) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -antbrazo \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.6)$$

Con la matriz de rotación 4.1 es posible obtener la posición completamente definida del exoesqueleto o del punto final (mano); para corroborarlo se desarrolló un programa en Matlab que grafica la posición del brazo dando como entrada cualquier ángulo para cada articulación. En la figura 4.2 se pueden observar diferentes posiciones del brazo, derivadas de diferentes ángulos de sus articulaciones.



(a) Pos anatómica

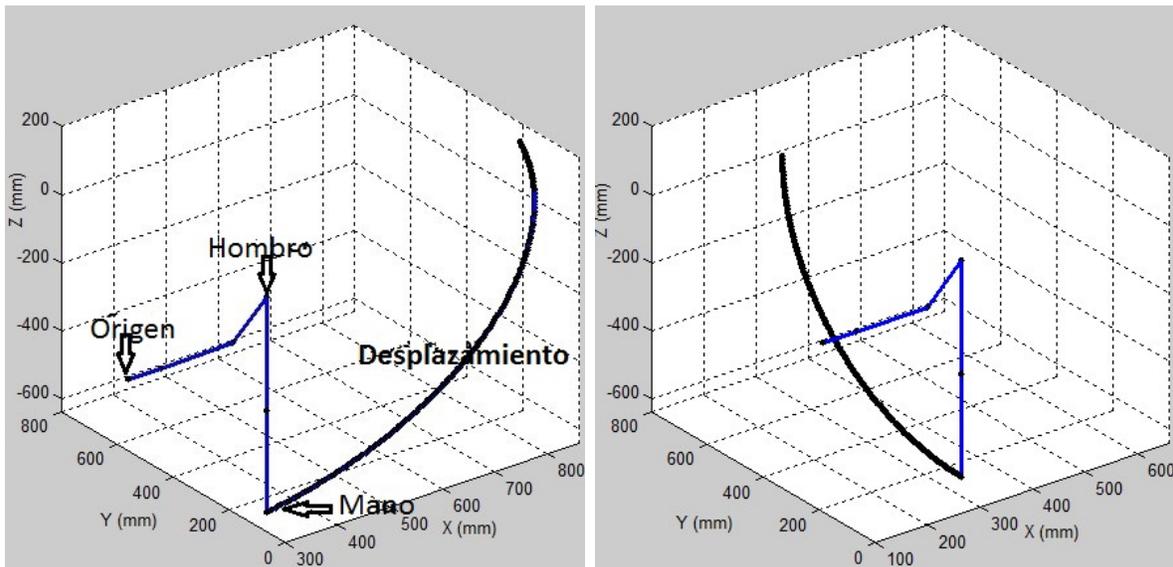
(b) Antepulsión 10



(c) Flexión 90

Figura 4.2: Posiciones del brazo.

Como parte de esta tesis, se desarrolló otro programa en Matlab, en el cual se puede introducir un conjunto de ángulos iniciales y finales; el programa grafica la trayectoria del brazo desde la posición inicial hasta la posición final. En la figura 4.3 se aprecian los movimientos de flexión y abducción, iniciando en posición anatómica.



(a) Abducción 90

(b) Flexión 90

Figura 4.3: Desplazamientos del brazo.

4.2. Dinámica

Para encontrar las ecuaciones dinámicas que describen el sistema se utilizó el método de Euler-Lagrange.

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L(\theta, \dot{\theta})}{\partial \dot{\theta}} \right) - \frac{\partial L(\theta, \dot{\theta})}{\partial \theta} = \tau$$

$$L(\theta(t), \dot{\theta}(t)) = K(\theta(t), \dot{\theta}(t)) - U(\theta(t)) \quad (4.7)$$

$$K(\theta(t), \dot{\theta}(t)) = \frac{1}{2} m \|V\|^2 + \frac{1}{2} I \dot{\theta}^2$$

Procediendo a desarrollar las ecuaciones anteriores, se requieren las posiciones del centro de masa de cada eslabón, las cuales se escriben como:

$$X_1 = \begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \text{omoplato}_c \cos(\theta_1) \\ 0 \\ \text{omoplato}_c \sin(\theta_1) \end{bmatrix} \quad (4.8)$$

$$X_2 = \begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \text{link}_c \cos(\theta_1 + \theta_2) + \text{omoplato}_c \cos(\theta_1) \\ \text{link}_c \\ \text{link}_c \sin(\theta_1 + \theta_2) + \text{omoplato}_c \sin(\theta_1) \end{bmatrix} \quad (4.9)$$

$$X_3 = \begin{bmatrix} \text{antbrazo}_c s(\theta_1 + \theta_2) c(\theta_3) + \text{link} c(\theta_1 + \theta_2) + \text{omoplato} c(\theta_1) \\ \text{antbrazo}_c \sin(\theta_3) + \text{link} \\ -\text{antbrazo}_c c(\theta_1 + \theta_2) c(\theta_3) + \text{link} s(\theta_1 + \theta_2) + \text{omoplato} s(\theta_1) \end{bmatrix} \quad (4.10)$$

El vector de velocidad de los eslabones es:

$$V_1 = \begin{bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{y}_1 \\ \dot{z}_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\text{omoplato}_c \dot{\theta}_1 \sin(\theta_1) \\ 0 \\ \text{omoplato}_c \dot{\theta}_1 \cos(\theta_1) \end{bmatrix} \quad (4.11)$$

$$V_2 = \begin{bmatrix} \dot{x}_2 \\ \dot{y}_2 \\ \dot{z}_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\text{omoplato} \dot{\theta}_1 \sin(\theta_1) - \text{link}_c \sin(\theta_1 + \theta_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \\ 0 \\ \text{omoplato} \dot{\theta}_1 \cos(\theta_1) + \text{link}_c \cos(\theta_1 + \theta_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \end{bmatrix} \quad (4.12)$$

$$V_3 = \begin{bmatrix} \dot{x}_3 \\ \dot{y}_3 \\ \dot{z}_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} antbrazo_c \cos(\theta_1 + \theta_2) \cos(\theta_3) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) - link \sin(\theta_1 + \theta_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \\ -omoplato \dot{\theta}_1 \sin(\theta_1) - antbrazo_c \dot{\theta}_3 \sin(\theta_1 + \theta_2) \sin(\theta_3) \\ \\ antbrazo_c \dot{\theta}_3 \cos(\theta_3) \\ \\ omoplato \dot{\theta}_1 \cos(\theta_1) + link \cos(\theta_1 + \theta_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \\ +antbrazo_c \sin(\theta_1 + \theta_2) \cos(\theta_3) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) + antbrazo_c \dot{\theta}_3 \cos(\theta_1 + \theta_2) \sin(\theta_3) \end{bmatrix} \quad (4.13)$$

La velocidad al cuadrado de cada eslabón resulta ser:

$$\begin{aligned} V_1^2 &= omoplato_c^2 \dot{\theta}_1^2 \\ V_2^2 &= omoplato^2 \dot{\theta}_1^2 + 2 \cos(\theta_2) omoplato link_c \dot{\theta}_1^2 \\ &\quad + 2 \cos(\theta_2) omoplato link_c \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + link_c^2 \dot{\theta}_1^2 + 2 link_c^2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + link_c^2 \dot{\theta}_2^2 \\ V_3^2 &= \left\{ omoplato \dot{\theta}_1 \sin(\theta_1) + link \sin(\theta_1 + \theta_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \right. \\ &\quad \left. - antbrazo_c \cos(\theta_1 + \theta_2) \cos(\theta_3) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \right. \\ &\quad \left. + antbrazo_c \dot{\theta}_3 \sin(\theta_1 + \theta_2) \sin(\theta_3) \right\}^2 \\ &\quad + \left\{ omoplato \dot{\theta}_1 \cos(\theta_1) + link \cos(\theta_1 + \theta_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \right. \\ &\quad \left. + antbrazo_c \sin(\theta_1 + \theta_2) \cos(\theta_3) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \right. \\ &\quad \left. + antbrazo_c \dot{\theta}_3 \cos(\theta_1 + \theta_2) \sin(\theta_3) \right\}^2 + antbrazo_c^2 \dot{\theta}_3^2 \cos(\theta_3)^2 \end{aligned} \quad (4.14)$$

De esta manera las energías cinéticas asociadas a cada eslabón del exoesqueleto están determinadas por:

$$\begin{aligned}
K_1 &= \frac{m_1 \text{omoplato}_c^2 \dot{\theta}_1^2}{2} + \frac{I_1 \dot{\theta}_1^2}{2} \\
K_2 &= \frac{m_2 V_2^2}{2} + \frac{I_2}{2} (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2; \\
K_3 &= \frac{m_3 V_3^2}{2} + \frac{I_{3y}}{2} (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + \frac{I_{3x}}{2} (\dot{\theta}_3)^2;
\end{aligned} \tag{4.15}$$

Por otro lado, la energía potencial asociado a los eslabones de la Figura 4.1 están dadas por:

$$\begin{aligned}
U_T &= U_1 + U_2 + U_3 \\
&= g \text{omoplato}_c m_1 \sin(\theta_1) + g m_2 (\text{link}_c \sin(\theta_1 + \theta_2) \\
&\quad + \text{omoplato} \sin(\theta_1) + g m_3 (\text{link} \sin(\theta_1 + \theta_2) + \text{omoplato} \sin(\theta_1) \\
&\quad - \text{antbrazo}_c \cos(\theta_1 + \theta_2) \cos(\theta_3))
\end{aligned} \tag{4.16}$$

El lagrangiano queda de la siguiente forma:

$$L(\theta, \dot{\theta}) = K_1 + K_2 + K_3 - U_T \tag{4.17}$$

Las ecuaciones de movimiento del sistema de la figura 4.1 quedan dadas por:

$$\begin{aligned}
\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L(\theta, \dot{\theta})}{\partial \dot{\theta}_1} \right) - \frac{\partial L(\theta, \dot{\theta})}{\partial \theta_1} &= \tau_1 \\
\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L(\theta, \dot{\theta})}{\partial \dot{\theta}_2} \right) - \frac{\partial L(\theta, \dot{\theta})}{\partial \theta_2} &= \tau_2 \\
\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L(\theta, \dot{\theta})}{\partial \dot{\theta}_3} \right) - \frac{\partial L(\theta, \dot{\theta})}{\partial \theta_3} &= \tau_3
\end{aligned} \tag{4.18}$$

Desarrollando las ecuaciones de movimiento 4.18 se obtienen las siguientes derivadas,

$$\begin{aligned}
\frac{\partial L(\theta, \dot{\theta})}{\partial \dot{\theta}_1} &= I_1 \dot{\theta}_1 + I_2 \dot{\theta}_1 + I_2 \dot{\theta}_2 + I_{3y} \dot{\theta}_1 + I_{3y} \dot{\theta}_2 + \text{omoplato}^2 m_2 \dot{\theta}_1 \\
&+ \text{omoplato}^2 m_3 \dot{\theta}_1 + \text{omoplato}^2 m_1 \dot{\theta}_1 + \text{link}^2 m_3 \dot{\theta}_1 + \text{link}^2 m_3 \dot{\theta}_2 \\
&+ \text{link}_c^2 m_2 \dot{\theta}_1 + \text{link}_c^2 m_2 \dot{\theta}_2 + \text{antbrazo}_c^2 m_3 \theta_1 \cos(\theta_3)^2 \\
&+ \text{antbrazo}_c^2 m_3 \dot{\theta}_2 \cos(\theta_3)^2 + 2 \text{omoplato link } m_3 \dot{\theta}_1 \cos(\theta_2) \\
&+ \text{omoplato link } m_3 \dot{\theta}_2 \cos(\theta_2) + 2 \text{omoplato link}_c m_2 \dot{\theta}_1 \cos(\theta_2) \\
&+ \text{omoplato link}_c m_2 \dot{\theta}_2 \cos(\theta_2) + \text{antbrazo}_c \text{ link } m_3 \dot{\theta}_3 \sin(\theta_3) \\
&+ 2 \text{antbrazo}_c \text{omoplato } m_3 \dot{\theta}_1 \cos(\theta_3) \sin(\theta_2) \\
&+ \text{antbrazo}_c \text{omoplato } m_3 \dot{\theta}_2 \cos(\theta_3) \sin(\theta_2) \\
&+ \text{antbrazo}_c \text{omoplato } m_3 \dot{\theta}_3 \cos(\theta_2) \sin(\theta_3)
\end{aligned} \tag{4.19}$$

$$\begin{aligned}
\frac{\partial L(\theta, \dot{\theta})}{\partial \dot{\theta}_2} &= (I_2 + I_{3y} + \text{link}^2 m_3 + \text{link}_c^2 m_2 + \text{antbrazo}_c^2 m_3 \cos(\theta_3)^2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \\
&+ \text{omoplato } \dot{\theta}_1 \cos(\theta_2) (\text{link } m_3 + \text{link}_c m_2) + \text{antbrazo}_c \text{link } m_3 \dot{\theta}_3 \sin(\theta_3) \\
&+ \text{antbrazo}_c \text{omoplato } m_3 \theta_1 \cos(\theta_3) \sin(\theta_2)
\end{aligned} \tag{4.20}$$

$$\frac{\partial L(\theta, \dot{\theta})}{\partial \dot{\theta}_3} = \text{antbrazo}_c \text{link } m_3 \dot{\theta}_2 \sin(\theta_3) + \text{antbrazo}_c \text{omoplato } m_3 \dot{\theta}_1 \cos(\theta_2) \sin(\theta_3) \quad (4.21)$$

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \frac{\partial L(\theta, \dot{\theta})}{\partial \dot{\theta}_1} = & I_1 \ddot{\theta}_1 + I_2 \ddot{\theta}_1 + I_2 \ddot{\theta}_2 + I_{3y} \ddot{\theta}_1 + I_{3y} \ddot{\theta}_2 + \text{omoplato}^2 \ddot{\theta}_1 (m_2 + m_3) \\ & + \text{omoplato}_c^2 m_1 \ddot{\theta}_1 + \text{link}^2 m_3 (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + \text{link}_c^2 m_2 (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) \\ & + \text{antbrazo}_c^2 m_3 \cos(\theta_3)^2 (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) \\ & + \text{antbrazo}_c \text{link} m_3 \dot{\theta}_3^2 \cos(\theta_3) - \text{omoplato link } m_3 \dot{\theta}_2^2 \sin(\theta_2) \\ & - \text{omoplato link}_c m_2 \dot{\theta}_2^2 \sin(\theta_2) - \text{antbrazo}_c^2 m_3 \dot{\theta}_3 \sin(2\theta_3) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \\ & + \text{omoplato link } m_3 \cos(\theta_2) (2\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) \\ & + 2 \text{omoplato link}_c m_2 \theta_1 \cos(\theta_2) (2\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \\ & + \text{antbrazo}_c \text{link } m_3 \ddot{\theta}_3 \sin(\theta_3) \\ & + \text{antbrazo}_c \text{omoplato } m_3 \cos(\theta_2) \cos(\theta_3) (\dot{\theta}_2^2 + \dot{\theta}_3^2) \\ & - 2 \text{omoplato } \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \sin(\theta_2) (\text{link } m_3 + \text{link}_c m_2) \\ & + 2 \text{antbrazo}_c \text{omoplato } m_3 \ddot{\theta}_1 \cos(\theta_3) \sin(\theta_2) \\ & + 2 \text{antbrazo}_c \text{omoplato } m_3 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \cos(\theta_2) \cos(\theta_3) \\ & + \text{antbrazo}_c \text{omoplato } m_3 (\ddot{\theta}_2 \cos(\theta_3) \sin(\theta_2) + \ddot{\theta}_3 \cos(\theta_2) \sin(\theta_3)) \\ & - 2 \text{antbrazo}_c \text{omoplato } m_3 \sin(\theta_2) \sin(\theta_3) (\dot{\theta}_1 \dot{\theta}_3 + \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_3) \end{aligned} \quad (4.22)$$

$$\begin{aligned}
\frac{d}{dt} \frac{\partial L(\theta, \dot{\theta})}{\partial \dot{\theta}_2} = & \ddot{\theta}_1 (m_3 \text{antbrazo}_c^2 \cos(\theta_3)^2 + \text{omoplato } m_3 \sin(\theta_2) \text{antbrazo}_c \cos(\theta_3) \\
& + m_3 \text{link}^2 + m_2 \text{link}_c^2 + \text{omoplato } m_3 \cos(\theta_2) \text{link} \\
& + \text{omoplato } m_2 \cos(\theta_2) \text{link}_c + I_2 + I_{3y}) \\
& + \ddot{\theta}_2 (m_3 \text{antbrazo}_c^2 \cos(\theta_3)^2 + m_3 \text{link}^2 + m_2 \text{link}_c^2 + I_2 + I_{3y}) \\
& - \text{antbrazo}_c m_3 \dot{\theta}_3 (\text{antbrazo}_c \dot{\theta}_1 \sin(2\theta_3) - \text{link} \dot{\theta}_3 \cos(\theta_3)) \\
& + \text{antbrazo}_c \dot{\theta}_2 \sin(2\theta_3) + \text{omoplato } \dot{\theta}_1 \sin(\theta_2) \sin(\theta_3)) \\
& - \text{omoplato } \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 (\text{link} * m_3 \sin(\theta_2) + \text{link}_c m_2 \sin(\theta_2) \\
& - \text{antbrazo}_c m_3 \cos(\theta_2) \cos(\theta_3)) \\
& + \text{antbrazo}_c \text{link } m_3 \ddot{\theta}_3 \sin(\theta_3)
\end{aligned} \tag{4.23}$$

$$\begin{aligned}
\frac{d}{dt} \frac{\partial L(\theta, \dot{\theta})}{\partial \dot{\theta}_3} = & \ddot{\theta}_3 (m_3 \text{antbrazo}_c^2 + I_{3x}) + \ddot{\theta}_1 (\text{antbrazo}_c \text{link } m_3 \sin(\theta_3) \\
& + \text{antbrazo}_c \text{omoplato } m_3 \cos(\theta_2) \sin(\theta_3)) \\
& + \dot{\theta}_3 (\text{antbrazo}_c \text{link } m_3 \dot{\theta}_1 \cos(\theta_3) + \text{antbrazo}_c \text{link } m_3 \dot{\theta}_2 \cos(\theta_3)) \\
& + \text{antbrazo}_c \text{omoplato } m_3 \dot{\theta}_1 \cos(\theta_2) \cos(\theta_3)) \\
& + \text{antbrazo}_c \text{link } m_3 \ddot{\theta}_2 \sin(\theta_3) \\
& - \text{antbrazo}_c \text{omoplato } m_3 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \sin(\theta_2) \sin(\theta_3)
\end{aligned} \tag{4.24}$$

$$\begin{aligned}
\frac{\partial L(\theta, \dot{\theta})}{\partial \theta_1} = & -g m_2(\text{link}_c \cos(\theta_1 + \theta_2) + \text{omoplato}_c \cos(\theta_1)) \\
& -g m_3(\text{link} \cos(\theta_1 + \theta_2) + \text{omoplato} \cos(\theta_1)) \\
& + \text{antbrazo}_c \sin(\theta_1 + \theta_2) \cos(\theta_3) \\
& -g \text{omoplato}_c m_1 \cos(\theta_1)
\end{aligned} \tag{4.25}$$

$$\begin{aligned}
\frac{\partial L(\theta, \dot{\theta})}{\partial \theta_2} = & g \text{link} m_3 \sin(\theta_1) \sin(\theta_2) - g \text{link}_c m_2 \cos(\theta_1) \cos(\theta_2) \\
& - \text{omoplato} \text{link} m_3 \dot{\theta}_1^2 \sin(\theta_2) - \text{omoplato} \text{link}_c m_2 \dot{\theta}_1^2 \sin(\theta_2) \\
& - g \text{link} m_3 \cos(\theta_1) \cos(\theta_2) + g \text{link}_c m_2 \sin(\theta_1) \sin(\theta_2) \\
& + \text{antbrazo}_c \text{omoplato} m_3 \dot{\theta}_1^2 \cos(\theta_2) \cos(\theta_3) \\
& - \text{antbrazo}_c g m_3 \cos(\theta_1) \cos(\theta_3) \sin(\theta_2) \\
& - \text{antbrazo}_c g m_3 \cos(\theta_2) \cos(\theta_3) \sin(\theta_1) \\
& - \text{omoplato} \text{link} m_3 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \sin(\theta_2) - \text{omoplato} \text{link}_c m_2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \sin(\theta_2) \\
& + \text{antbrazo}_c \text{omoplato} m_3 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \cos(\theta_2) \cos(\theta_3) \\
& - \text{antbrazo}_c \text{omoplato} m_3 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_3 \sin(\theta_2) \sin(\theta_3)
\end{aligned} \tag{4.26}$$

$$\begin{aligned}
\frac{\partial L(\theta, \dot{\theta})}{\partial \theta_3} = & - \text{antbrazo}_c m_3 \left\{ \frac{\text{antbrazo}_c (\dot{\theta}_1^2 + \dot{\theta}_2^2) \sin(2\theta_3)}{2} \right. \\
& + g \sin(\theta_3) (\cos(\theta_1) \cos(\theta_2) - \sin(\theta_1) \sin(\theta_2)) \\
& + \text{omoplato } \dot{\theta}_1^2 \sin(\theta_2) \sin(\theta_3) \\
& - \text{link } \dot{\theta}_3 \cos(\theta_3) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) + \text{antbrazo}_c \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \sin(2\theta_3) \\
& \left. + \text{omoplato } \dot{\theta}_1 (\dot{\theta}_2 \sin(\theta_2) \sin(\theta_3) - \dot{\theta}_3 \cos(\theta_2) \cos(\theta_3)) \right\}
\end{aligned} \tag{4.27}$$

El modelo del sistema puede escribirse en la forma general:

$$\tau = M(\theta) \ddot{\theta} + C(\theta, \dot{\theta}) \dot{\theta} + g(\theta) + F(\theta) \tag{4.28}$$

o bien,

$$\begin{aligned}
\begin{bmatrix} \dot{\tau}_1 \\ \dot{\tau}_2 \\ \dot{\tau}_3 \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} M_{11}(\theta) & M_{12}(\theta) & M_{13}(\theta) \\ M_{21}(\theta) & M_{22}(\theta) & M_{23}(\theta) \\ M_{31}(\theta) & M_{32}(\theta) & M_{33}(\theta) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_2 \\ \ddot{\theta}_3 \end{bmatrix} \\
&+ \begin{bmatrix} C_{11}(\theta, \dot{\theta}) & C_{12}(\theta, \dot{\theta}) & C_{13}(\theta, \dot{\theta}) \\ C_{21}(\theta, \dot{\theta}) & C_{22}(\theta, \dot{\theta}) & C_{23}(\theta, \dot{\theta}) \\ C_{31}(\theta, \dot{\theta}) & C_{32}(\theta, \dot{\theta}) & C_{33}(\theta, \dot{\theta}) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} g_1(\theta) \\ g_2(\theta) \\ g_3(\theta) \end{bmatrix}
\end{aligned} \tag{4.29}$$

donde:

$$\begin{aligned}
M_{11}(\theta) &= I_1 + I_2 + I_{3y} + \text{omoplato}^2 m_2 + \text{omoplato}^2 m_3 + \text{omoplato}_c^2 m_1 \\
&\quad + \text{link}^2 m_3 + \text{link}_c^2 m_2 + \text{antbrazo}_c^2 m_3 \cos(\theta_3)^2 \\
&\quad + 2 \text{omoplato link } m_3 \cos(\theta_2) + 2 \text{omoplato link}_c m_2 \cos(\theta_2) \\
&\quad + 2 \text{antbrazo}_c \text{omoplato } m_3 \cos(\theta_3) \sin(\theta_2) \\
M_{12}(\theta) &= m_3 \text{antbrazo}_c^2 \cos(\theta_3)^2 + \text{omoplato } m_3 \sin(\theta_2) \text{antbrazo}_c \cos(\theta_3) \\
&\quad + m_3 \text{link}^2 + \text{omoplato } m_3 \cos(\theta_2) \text{link} + m_2 \text{link}_c^2 \\
&\quad + \text{omoplato } m_2 \cos(\theta_2) \text{link}_c + I_2 + I_{3y} \\
M_{13}(\theta) &= \text{antbrazo}_c m_3 \sin(\theta_3) (\text{link} + \text{omoplato } \cos(\theta_2)) \\
M_{21}(\theta) &= m_3 \text{antbrazo}_c^2 \cos(\theta_3)^2 + \text{omoplato } m_3 \sin(\theta_2) \text{antbrazo}_c \cos(\theta_3) \quad (4.30) \\
&\quad + m_3 \text{link}^2 + \text{omoplato } m_3 \cos(\theta_2) \text{link} \\
&\quad + m_2 \text{link}_c^2 + \text{omoplato } m_2 \cos(\theta_2) \text{link}_c \\
&\quad + I_2 + I_{3y} \\
M_{22}(\theta) &= m_3 \text{antbrazo}_c^2 \cos(\theta_3)^2 + m_3 \text{link}^2 + m_2 \text{link}_c^2 + I_2 + I_{3y} \\
M_{23}(\theta) &= \text{antbrazo}_c \text{link } m_3 \sin(\theta_3) \\
M_{31}(\theta) &= \text{antbrazo}_c m_3 \sin(\theta_3) (\text{link} + \text{omoplato } \cos(\theta_2)) \\
M_{32}(\theta) &= \text{antbrazo}_c \text{link } m_3 \sin(\theta_3) \\
M_{33}(\theta) &= m_3 \text{antbrazo}_c^2 + I_{3x}
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
C_{11}(\theta, \dot{\theta}) &= -omoplato \dot{\theta}_2 (link m_3 \sin(\theta_2) + link_c m_2 \sin(\theta_2)) \\
&\quad - antbrazo_c m_3 \cos(\theta_2) \cos(\theta_3)) \\
&\quad - antbrazo_c m_3 \dot{\theta}_3 \sin(\theta_3) (antbrazo_c \cos(\theta_3) + omoplato * \sin(\theta_2)) \\
C_{12}(\theta, \dot{\theta}) &= -\dot{\theta}_3 \left(\frac{\varphi_{121}}{2} + \frac{\varphi_{122}}{2} \right) \\
&\quad - omoplato \dot{\theta}_1 (link m_3 \sin(\theta_2) + link_c m_2 \sin(\theta_2)) \\
&\quad - antbrazo_c m_3 \cos(\theta_2) \cos(\theta_3)) \\
&\quad - omoplato \dot{\theta}_2 (link m_3 \sin(\theta_2) + link_c m_2 \sin(\theta_2)) \\
&\quad - antbrazo_c m_3 \cos(\theta_2) \cos(\theta_3)) \\
C_{13}(\theta, \dot{\theta}) &= antbrazo_c m_3 \dot{\theta}_3 \cos(\theta_3) (link + omoplato * \cos(\theta_2)) \\
&\quad - antbrazo_c m_3 \dot{\theta}_1 \sin(\theta_3) (antbrazo_c \cos(\theta_3) + omoplato \sin(\theta_2)) \\
&\quad - \dot{\theta}_2 \left(\frac{\varphi_{131}}{2} + \frac{\varphi_{132}}{2} \right) \\
C_{21}(\theta, \dot{\theta}) &= omoplato link m_3 \dot{\theta}_1 \sin(\theta_2) - (antbrazo_c^2 m_3 \dot{\theta}_3 \sin(2 * \theta_3)) / 2 \\
&\quad + omoplato link_c m_2 \dot{\theta}_1 \sin(\theta_2) \\
&\quad - antbrazo_c omoplato m_3 \dot{\theta}_1 \cos(\theta_2) \cos(\theta_3) \\
C_{22}(\theta, \dot{\theta}) &= - \frac{antbrazo_c^2 m_3 \dot{\theta}_3 \sin(2 \theta_3)}{2} \\
C_{23}(\theta, \dot{\theta}) &= - \frac{antbrazo_c * m_3}{2} (antbrazo_c \dot{\theta}_1 \sin(2\theta_3) - 2 link \dot{\theta}_3 \cos(\theta_3)) \\
&\quad + antbrazo_c \dot{\theta}_2 \sin(2 \theta_3)) \\
C_{31}(\theta, \dot{\theta}) &= antbrazo_c m_3 \sin(\theta_3) (antbrazo_c \dot{\theta}_1 \cos(\theta_3) + antbrazo_c \dot{\theta}_2 \cos(\theta_3)) \\
&\quad + omoplato \dot{\theta}_1 \sin(\theta_2)) \\
C_{32}(\theta, \dot{\theta}) &= \frac{antbrazo_c^2 m_3 \sin(2\theta_3) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)}{2} \\
C_{33}(\theta, \dot{\theta}) &= 0
\end{aligned} \tag{4.31}$$

en donde las variables auxiliares se definen como:

$$\begin{aligned}
 \varphi_{121} &= \text{antbrazo}_c m_3 \sin(\theta_3) (2 \text{antbrazo}_c \cos(\theta_3) + \text{omoplato} \sin(\theta_2)) \\
 \varphi_{122} &= \text{antbrazo}_c \text{omoplato} m_3 \sin(\theta_2) \sin(\theta_3) \\
 \varphi_{131} &= \text{antbrazo}_c m_3 \sin(\theta_3) (2 \text{antbrazo}_c \cos(\theta_3) + \text{omoplato} \sin(\theta_2)) \\
 \varphi_{132} &= \text{antbrazo}_c \text{omoplato} m_3 \sin(\theta_2) \sin(\theta_3)
 \end{aligned} \tag{4.32}$$

Y el vector de gravedad se compone de los términos siguientes:

$$\begin{aligned}
 g_1(\theta) &= g m_2 (\text{link}_c \cos(\theta_1 + \theta_2) + \text{omoplato} \cos(\theta_1)) \\
 &\quad + g m_3 (\text{link} \cos(\theta_1 + \theta_2) + \text{omoplato} \cos(\theta_1) \\
 &\quad \quad + \text{antbrazo}_c \sin(\theta_1 + \theta_2) \cos(\theta_3)) + g \text{omoplato}_c m_1 \cos(\theta_1) \\
 g_2(\theta) &= g m_3 (\text{link} \cos(\theta_1 + \theta_2) + \text{antbrazo}_c \sin(\theta_1 + \theta_2) \cos(\theta_3)) \\
 &\quad + g \text{link}_c m_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \\
 g_3(\theta) &= \text{antbrazo}_c g m_3 \cos(\theta_1 + \theta_2) \sin(\theta_3)
 \end{aligned} \tag{4.33}$$

CAPÍTULO 5

CONTROL

El objetivo principal de este trabajo de tesis es implementar un control que permita el mejor desempeño del prototipo desarrollado, para esto se estudia primeramente un control PD y posteriormente se diseña un control PD con compensación de la gravedad.

En este capítulo se muestra el desarrollo de las leyes de control que fueron implementadas para cada ejercicio de rehabilitación.

5.1. Control PD

En el control Proporcional-Derivativo, la ley de control está formada por un término proporcional al error $\tilde{\theta}$ y por un término proporcional a su derivada, i.e., al error de velocidad $\dot{\tilde{\theta}}$. La ley de control PD viene dada por:

$$\tau = k_p \tilde{\theta} - k_d \dot{\tilde{\theta}} \quad (5.1)$$

Donde $k_p, k_d \in \mathbb{R}^{n \times n}$ son matrices simétricas definidas positivas seleccionadas por el diseñador.

El control PD es local en el sentido que el par o fuerza determinado por dicho controlador, y a ser aplicado en una articulación, sólo depende de la posición y velocidad de dicha articulación y no de las demás articulaciones. Este hecho se traduce en una selección diagonal de las matrices de diseño K_p y K_v .

Sin embargo, para robots con articulaciones rotacionales, si el vector de pares gravitacionales está presente en el modelo del robot (como en nuestro caso), entonces existe un error de posición y de velocidad; pero se garantiza el acotamiento del error de posición $\tilde{\theta}$ y de la velocidad $\dot{\tilde{\theta}}$, y más aún, el vector de velocidades articulares $\dot{\theta}$ tiende asintóticamente a cero[20].

5.2. Control PD con compensación de la gravedad.

Para diseñar el control de posición angular para el sistema (4.29) se consideró el uso del exoesqueleto para realizar ejercicios relativamente lentos que generan aceleraciones y velocidades angulares $(\ddot{\theta}, \dot{\theta})$ pequeñas. Por lo tanto la mayor cantidad del torque necesario para generar movimientos en las articulaciones es debida al vector de pares gravitacionales $g(\theta)$.

Un control PD ($\tau = k_p \tilde{\theta} + k_d \dot{\tilde{\theta}}$) no garantiza el cumplimiento del objetivo de control de posición en sistemas cuyos modelos dinámicos contienen el término de pares

gravitacionales, a menos que la posición deseada θ_d sea tal que $g(\theta_d) = 0$. Por lo tanto se utilizó el siguiente control PD con compensación de gravedad:

$$f_{mi} = k_{pi}\tilde{\theta}_i - k_{di}\dot{\tilde{\theta}}_i + k_{gi}g_i(\theta_i) \quad (5.2)$$

Donde k_{pi} y k_{di} se denominan ganancia de posición y de velocidad, respectivamente. θ_{di} es la posición articular deseada. $\tilde{\theta}_i = \theta_{di} - \theta_i$ se denomina error de posición. $\dot{\tilde{\theta}}_i$ es el error de velocidad.

Por último $k_{gi}G_i(\theta_i)$ es el término de compensación de la gravedad y requiere del conocimiento previo del vector de pares gravitacionales del modelo dinámico 4.29. La constante k_{gi} puede modificarse ($0 < k_{gi} < 1$) y determina la cantidad de $g(\theta)$ que será compensada por el control. Note que a medida que se disminuye la constante k_{gi} el torque generado por el exoesqueleto (τ_{exoi}) compensa una menor cantidad del peso total del cuerpo humano. Nosotros usaremos $k_{gi} = 1$.

5.2.1. Análisis de Estabilidad

La ecuación que describe el sistema, con el control, es:

$$M(\theta)\ddot{\theta} + C(\theta, \dot{\theta})\dot{\theta} + g(\theta) = k_p\tilde{\theta} + k_d\dot{\tilde{\theta}} + k_g g(\theta) \quad (5.3)$$

o en términos del vector de estado $[\tilde{\theta}^T \quad \dot{\tilde{\theta}}^T]^T$

$$\frac{d}{dt} \begin{bmatrix} \tilde{\theta} \\ \dot{\tilde{\theta}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{\tilde{\theta}} \\ \ddot{\theta}_d - M(\theta)^{-1} [k_p \tilde{\theta} + k_d \dot{\tilde{\theta}} - C(\theta, \dot{\theta}) \dot{\theta}] \end{bmatrix} \quad (5.4)$$

Una condición necesaria y suficiente para que el origen $[\tilde{\theta}^T \quad \dot{\tilde{\theta}}^T]^T = 0 \in R^{2n}$ sea equilibrio de la ecuación 5.3, es que la posición deseada $\theta_d(t)$ satisfaga:

$$M(\theta_d) \ddot{\theta}_d + C(\theta_d, \dot{\theta}_d) \dot{\theta}_d = 0 \quad (5.5)$$

Evidentemente, en el escenario donde la posición deseada $\theta_d(t)$ no satisfaga la condición establecida, entonces el origen no será equilibrio de la ecuación 5.3, y por lo tanto no podrá esperarse que se satisfaga cabalmente el objetivo de control de movimiento, i.e., llevar el error de posición $\tilde{\theta}(t)$ asintóticamente a cero. No obstante, puede conseguirse que asintóticamente el error de posición $\tilde{\theta}(t)$ sea tan pequeño como se desee, a condición de seleccionar las matrices K_p y K_v suficientemente "grandes".

Una condición suficiente para que el origen $[\tilde{\theta}^T \quad \dot{\tilde{\theta}}^T]^T = 0 \in R^{2n}$ sea el único equilibrio de la ecuación 5.3 es que la posición articular deseada θ_d sea un vector constante. En la parte que resta de esta demostración se supondrá que éste es el caso.

Como se demostrará en los párrafos siguientes, este controlador verifica el objetivo de posición pura, es decir,

$$\lim_{t \rightarrow \infty} \theta(t) = \theta_d$$

donde $\theta_d \in R^n$ es un vector constante cualquiera.

Considerando la posición deseada $\theta_d(t)$ como constante, la ecuación de malla cerrada

puede entonces escribirse en términos del nuevo vector de estado $[\tilde{\theta}^T \ \dot{\tilde{\theta}}^T]^T$ como:

$$\frac{d}{dt} \begin{bmatrix} \tilde{\theta} \\ \dot{\tilde{\theta}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\dot{\theta} \\ M(\theta_d - \tilde{\theta})^{-1} [k_p \tilde{\theta} - k_d \dot{\theta} - C(\theta_d - \tilde{\theta}, \dot{\theta}) \dot{\theta}] \end{bmatrix} \quad (5.6)$$

la cual, debido a que θ_d es constante, representa una ecuación diferencial autónoma. El origen $[\tilde{\theta}^T \ \dot{\tilde{\theta}}^T]^T = 0 \in R^{2n}$ es el único equilibrio de la ecuación.

Para estudiar la estabilidad del origen como equilibrio, se empleará el método directo de Lyapunov.

Considérese la siguiente función candidata de Lyapunov:

$$V(\tilde{\theta}, \dot{\tilde{\theta}}) = \kappa(\theta, \dot{\theta}) + \frac{1}{2} \tilde{\theta}^T k_p \tilde{\theta} \quad (5.7)$$

donde $\kappa(\theta, \dot{\theta})$ denota la energía cinética del robot. Claramente, la función $V(\tilde{\theta}, \dot{\tilde{\theta}})$ es una función definida positiva en forma global y radialmente desacotada, ya que la energía cinética $\kappa(\theta, \dot{\theta})$ es definida positiva en $\dot{\theta}$ y como por otro lado k_p es una matriz definida positiva, entonces también la forma cuadrática $\tilde{\theta}^T k_p \tilde{\theta}$ es una función definida positiva en $\tilde{\theta}$.

La función candidata de Lyapunov puede expresarse como

$$\begin{aligned} V(\tilde{\theta}, \dot{\tilde{\theta}}) &= \frac{1}{2} \begin{bmatrix} \tilde{\theta} \\ \dot{\tilde{\theta}} \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} k_p & 0 \\ 0 & M(\theta_d - \tilde{\theta}) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \tilde{\theta} \\ \dot{\tilde{\theta}} \end{bmatrix}, \\ &= \frac{1}{2} \dot{\tilde{\theta}}^T M(\theta) \dot{\tilde{\theta}} + \frac{1}{2} \tilde{\theta}^T k_p \tilde{\theta}, \end{aligned} \quad (5.8)$$

cuya derivada con respecto al tiempo es:

$$\dot{V}(\tilde{\theta}, \dot{\theta}) = \dot{\theta}^T M(\theta) \ddot{\theta} + \frac{1}{2} \dot{\theta}^T \dot{M}(\theta) \dot{\theta} + \tilde{\theta}^T k_p \dot{\theta}. \quad (5.9)$$

Al sustituir $M(\theta)\ddot{\theta}$ de la ecuación de malla cerrada 5.6 se simplifica a:

$$\begin{aligned} \dot{V}(\tilde{\theta}, \dot{\theta}) &= -\dot{\theta}^T k_d \dot{\theta}, \\ &= - \begin{bmatrix} \tilde{\theta} \\ \dot{\theta} \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & k_v \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \tilde{\theta} \\ \dot{\theta} \end{bmatrix} \leq 0 \end{aligned} \quad (5.10)$$

donde se ha eliminado el término $\dot{\theta}^T [\frac{1}{2} \dot{M} - C] \dot{\theta}$ en vista de la Propiedad de la matriz de Coriolis ([20] pp 100) y se ha empleado $\dot{\theta} = -\dot{\theta}$ ya que θ_d es constante.

La función $V(\tilde{\theta}, \dot{\theta})$ es entonces una función de Lyapunov en vista de que $\dot{V}(\tilde{\theta}, \dot{\theta}) \leq 0$ y en consecuencia el origen es estable y las soluciones $\tilde{\theta}(t)$ y $\dot{\theta}(t)$ están acotadas.

5.3. Simulación

Para verificar el desempeño del control se utilizó una simulación de los movimientos de las articulaciones que se genera al realizar una flexión-extensión y una abducción-aducción, así como movimientos combinados.

Para simular la trayectoria que recorren las articulaciones en el ejercicio, se generaron dos trayectorias deseadas por medio de funciones cosenoidales.

Con el modelo obtenido en 4.29 se realizó una simulación en Simulink de Matlab unida con el diseño en 3D realizado en Solidworks (3.2) mediante el paquete Simme-

chanics que une ambos programas.

El paquete simmechanics pasa el diseño de solidworks a una ventana de Simulink, en donde se pueden controlar los movimientos de las piezas que tienen algún grado de libertad.

En la figura 5.1 se observa el diagrama a bloques de la simulación en simulink del exoesqueleto para brazo. Se pueden distinguir los clásicos subsistemas en donde se empaquetan el modelo dinámico del robot y el control. En este caso se está usando un PD. También se pueden identificar claramente los bloques que generan la simulación en 3D, los cuales están marcados de azul.

En la figura 5.2 se puede observar la simulación corriendo en el ambiente de Matlab-Simulink

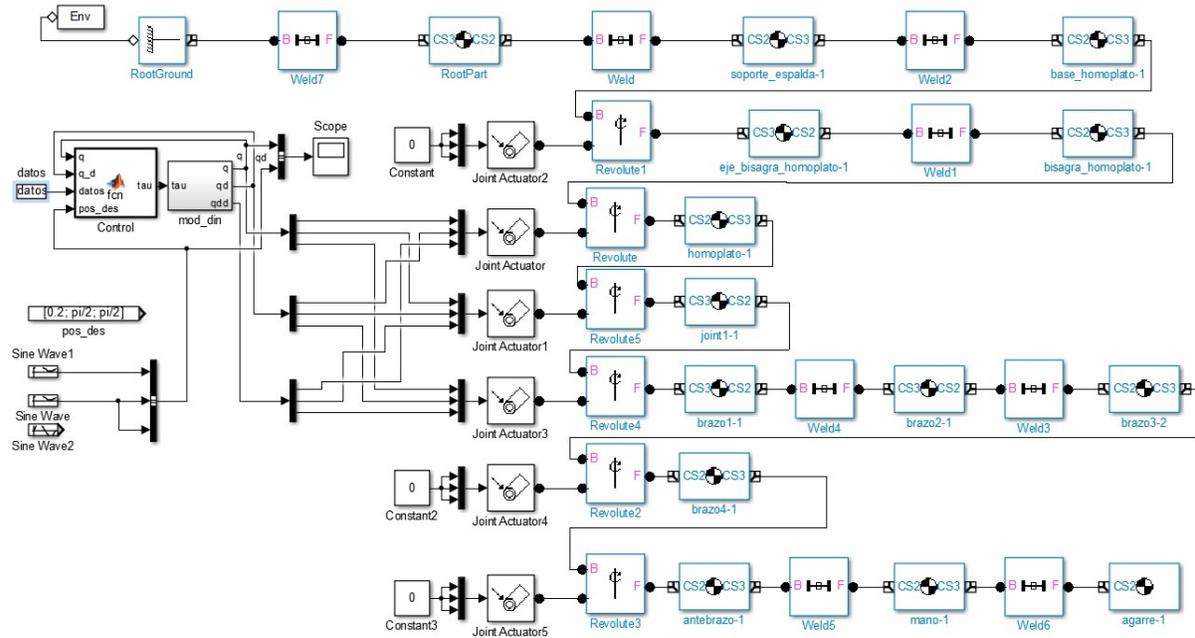


Figura 5.1: Diagrama de la simulación con modelo gráfico.

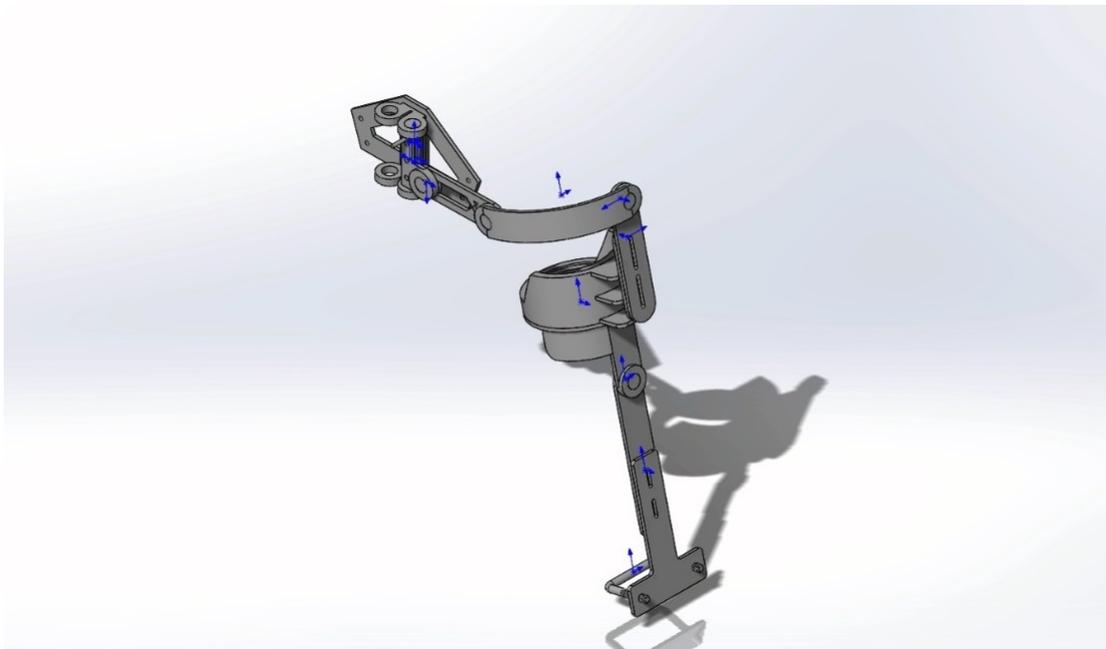


Figura 5.2: Simulación corriendo en el entorno de Matlab-Simulink.

5.3.1. Resultados de simulaciones

A continuación se presentan las gráficas resultantes de las simulaciones que se corrieron para probar los dos controladores propuestos, tanto en regulación como en seguimiento para rutinas sencillas de rehabilitación (Anexos C).

En la figura 5.3 se puede observar el comportamiento de θ_1 y θ_2 , es decir, el movimiento de las articulaciones que permiten los movimientos de Abducción/Aducción y de Flexión/Extensión, respectivamente. Éstas gráficas son para el caso de regulación a 90° y con un control PD.

Se puede observar que en ninguna gráfica, los estados alcanzan la referencia.

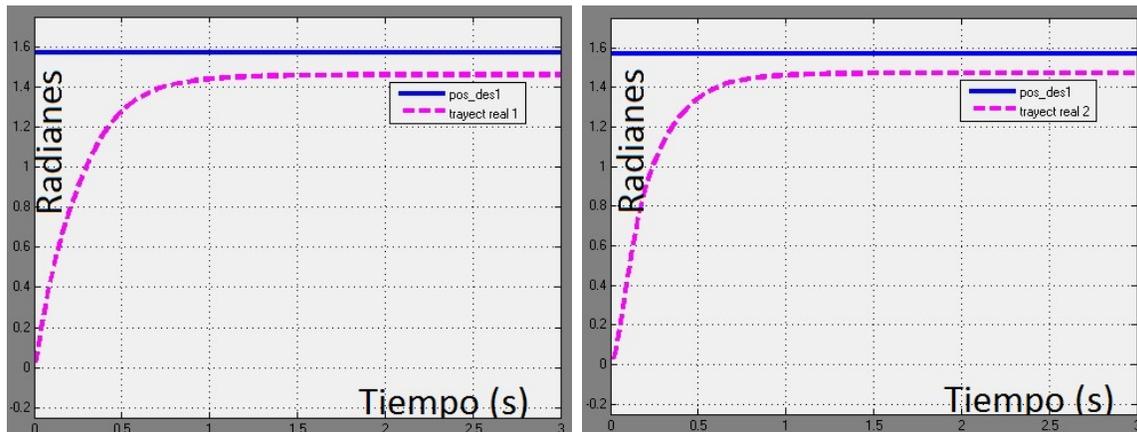


Figura 5.3: Regulación de θ_1 y θ_2 con PD

En la figura 5.4 se puede observar el comportamiento de θ_1 y θ_2 , en seguimiento de una trayectoria senoidal, con un controlador PD.

Se puede observar que en este caso, como en el anterior, el estado no sigue de manera adecuada a la referencia.

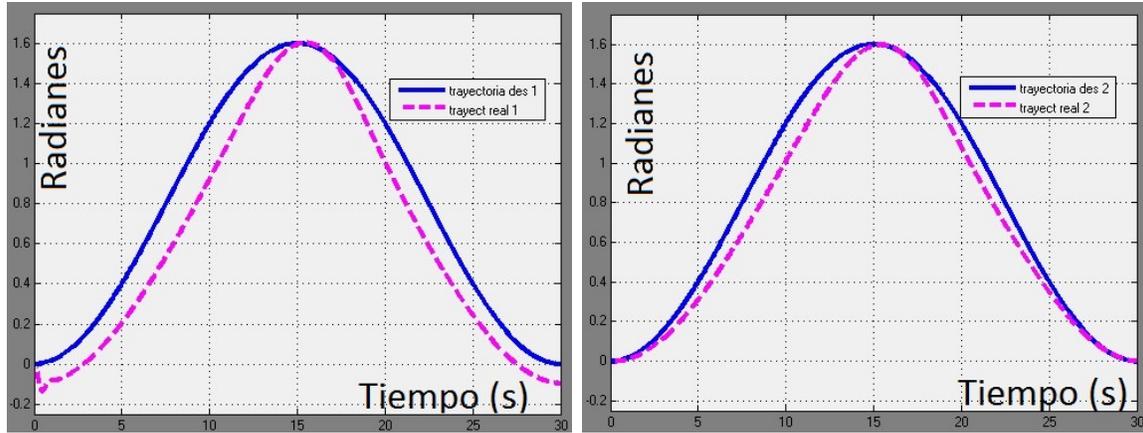


Figura 5.4: Seguimiento para θ_1 y θ_2 con PD

En la figura 5.5 se puede observar el comportamiento de θ_1 y θ_2 , en regulación a 90° , con un controlador PD+compensación de la gravedad.

En este caso se puede observar que los dos estados alcanzan a la referencia, gracias al término de gravedad en el controlador.

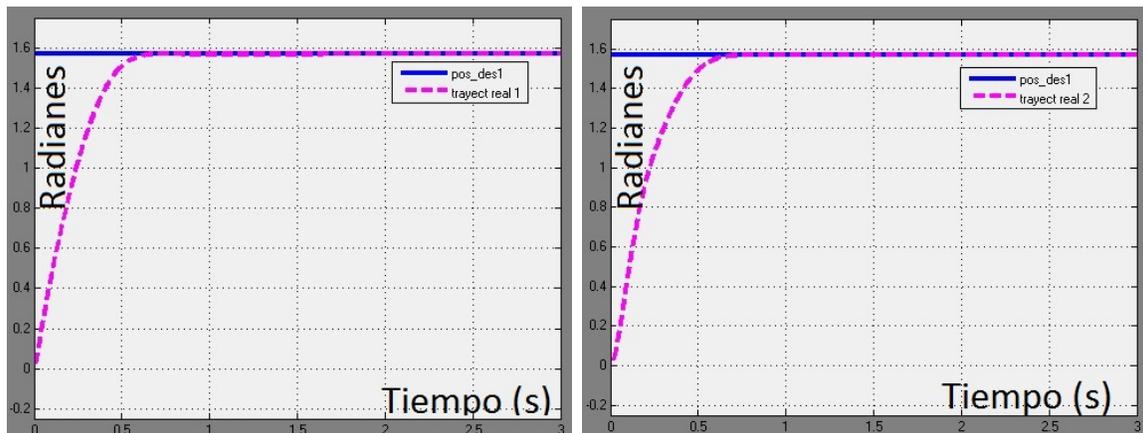


Figura 5.5: Regulación de θ_1 y θ_2 con PD+g

En la figura 5.6 se puede observar el comportamiento de θ_1 y θ_2 , en seguimiento de una trayectoria senoidal, con un controlador PD+compensación de la gravedad.

En este caso, como en el anterior, se puede observar que los dos estados siguen a la referencia casi de manera exacta.

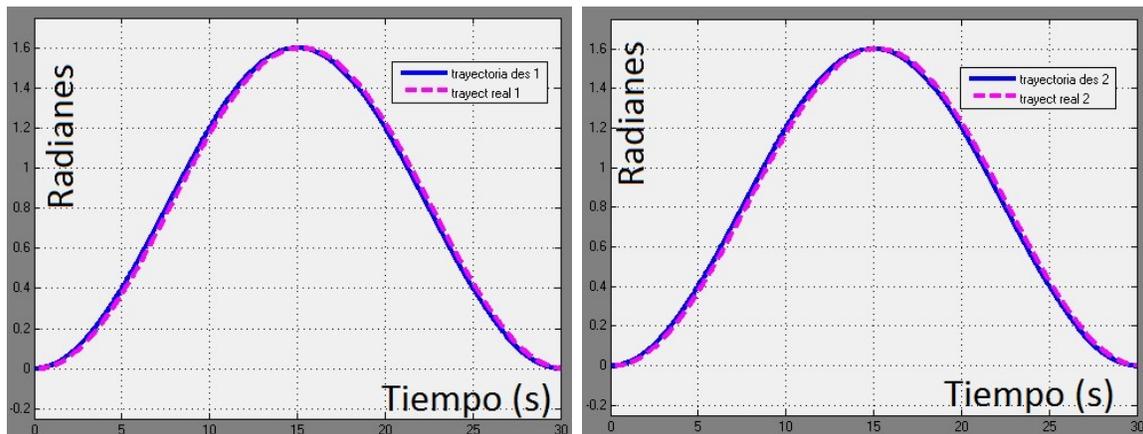


Figura 5.6: Seguimiento para θ_1 y θ_2 con PD+g

En la figura 5.7 se muestra el error en seguimiento para θ_2 con un control PD (izquierda) y con un control PD+compensación de la gravedad (derecha). Se puede ver claramente que el control PD+compensación de la gravedad genera un menor error, siendo en su punto mayor de 0.03 radianes, mientras que el error del control PD en su punto mayor es de 0.19 radianes, con lo cual se puede deducir que el error del control PD+compensación de la gravedad es sólo del 16 % del error del control PD.

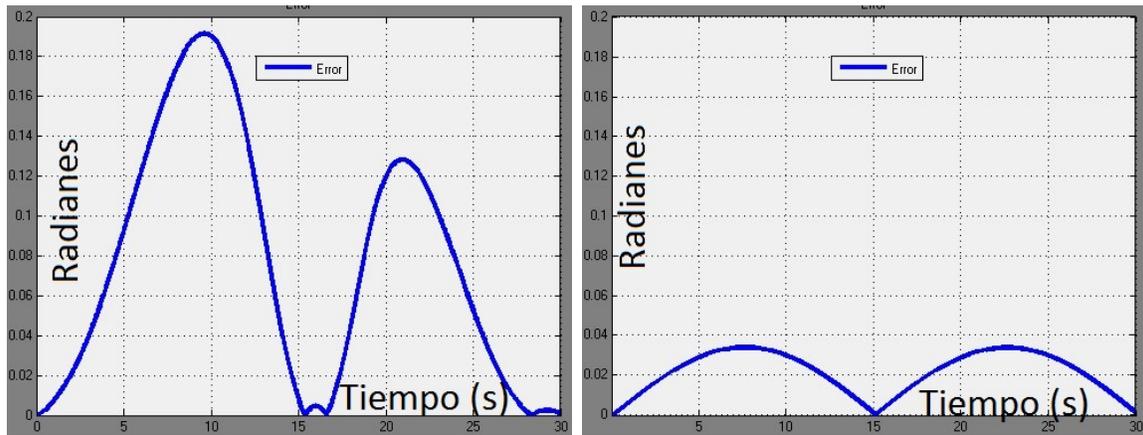


Figura 5.7: Error en seguimiento para θ_2 con PD (derecha) y PD+g (izquierda)

CAPÍTULO 6

IMPLEMENTACIÓN Y RESULTADOS

En este capítulo se presenta la forma en la que se implementó el control en el robot, se muestran los resultados obtenidos al someter el exoesqueleto a rutinas sencillas de rehabilitación (Anexos C) con el controlador PD+g. Se decidió utilizar sólo este controlador por las grandes diferencias en los resultados de simulación.

Las rutinas que se decidieron simular con el exoesqueleto son:

- Flexión y mantenimiento en esa posición.
- Abducción y mantenimiento en esa posición.
- Flexión/Extensión en movimiento pendular.
- Abducción/aducción en movimiento pendular.

6.1. Instrumentación

El control se implementó en un rabbit 3400 en una tarjeta de expansión RCM3400 (fig. 6.1), programado mediante el software Dynamic C (fig. 6.2) de la misma empresa.

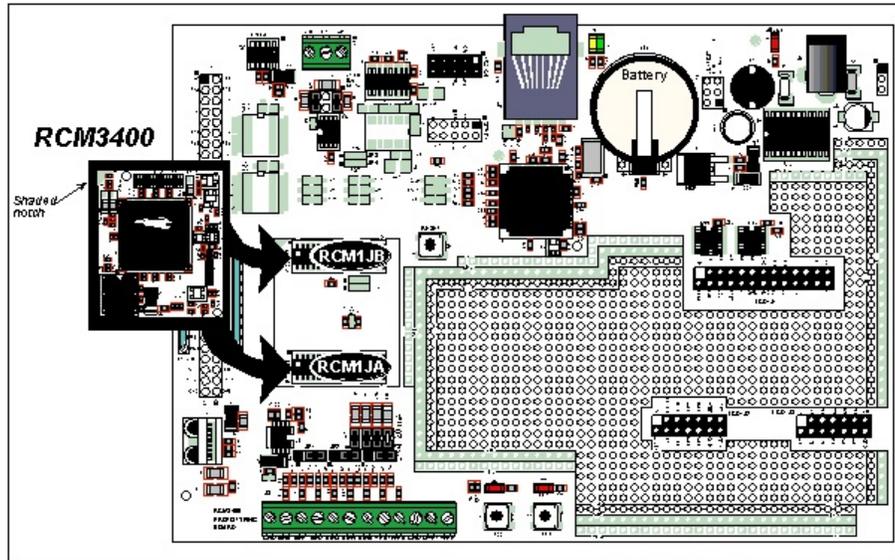


Figura 6.1: Tarjeta de expansión RCM3400 con el microprocesador.

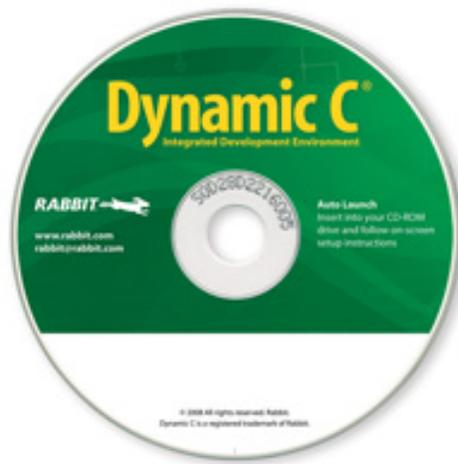


Figura 6.2: Software Dynamic C.

Mediante esta tarjeta se controlan los drivers de los motores Harmonic-Drive FHA-14C-100 (fig. 6.3). Éstos drivers (fig. 6.4) funcionan como la parte de potencia del sistema, ya que están aislados eléctricamente y soportan hasta 40 Amperios de corriente.



Figura 6.3: Motor Harmonic-Drive FHA-14C-100.



Figura 6.4: Driver para motor Harmonic-Drive.

La retroalimentación de la posición angular de las articulaciones se realiza mediante encoders incrementales Yumo e6b2-cwz3e (fig. 6.5), que se conectan directamente a los pines lectores de encoders de la placa RCM3400 y de esta manera se tiene completo el sistema eléctrico.



Figura 6.5: Encoder Yumo e6b2-cwz3e.

En la figura 6.6 se observa uno de los motores ya ensamblado en el exoesqueleto, conectado a su respectivo driver y acompañado con el encoder para sensor la posición y velocidad angular.

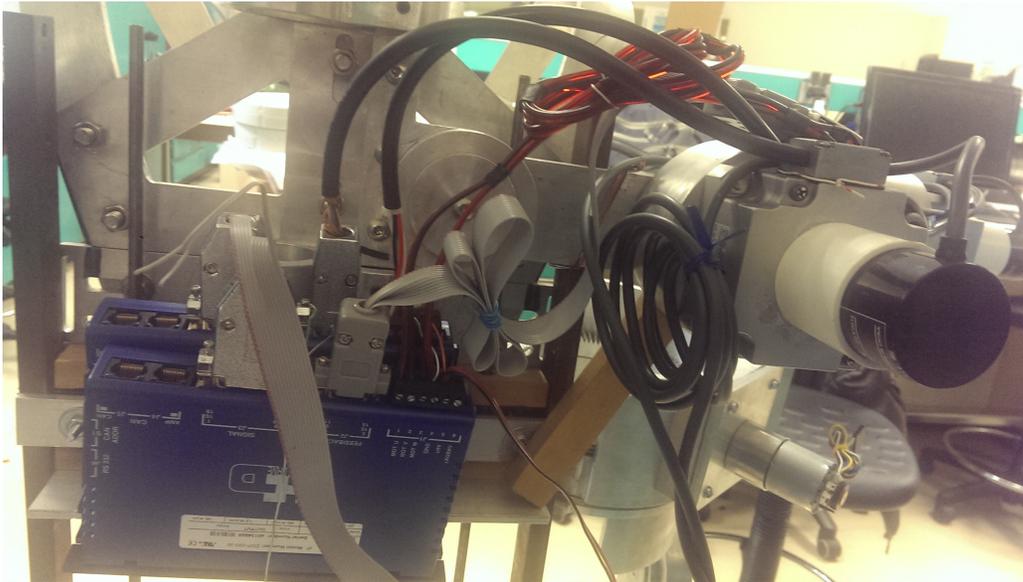


Figura 6.6: Encoder, motor y driver conectados.

En la figura 6.7 se puede observar la placa de expansión RCM3400 conectada a los drivers y los encoders.



Figura 6.7: Tarjeta RCM3400 conectada.

6.2. Implementación del control

En la figura 6.8 se puede observar un fragmento del código que se carga al rabbit, en el cual se observa cómo se implementa el control PD+g para el motor 2. En la tercera línea de éste código se hace el cálculo del control; en las siguientes líneas se hace una acotación de la consigna de control y en la última línea se manda la consigna de control al driver del motor mediante una sencilla instrucción.

```
e2=pos_des2[i]-angulo2;
ed2=-vel2;
u2=kp2*e2+kd2*ed2 + kg2*(antbrazoc*g*m3*cos(angulo1*0.0174532)*sin(angulo2*0.0174532));
u2=u2+512;
if (u2>1014) u2=1014;
else if(u2<10) u2=10;
else u2=u2;

pwm_set(1,u2,0); // - - - - - PF5 /*
```

Figura 6.8: Fragmento de código.

6.3. Pruebas Experimentales

Se corrieron distintas pruebas para determinar el correcto funcionamiento de los motores y las adecuadas ganancias de los controladores.

Uno de los resultados más importantes de estas pruebas fue determinar el sentido de giro de los motores del hombro en el programa Dynamic C, ya se sabía que tendrían sentido contrario el uno con respecto al otro, pero hacía falta determinar cómo hacerlos girar hacia que lado. Finalmente se determinó que la consigna de control sería positiva para el motor 2 y negativa para el motor uno, haciendo girar de esta manera el eje del motor 1 en sentido horario y el motor 2 en sentido contrahorario.

Se determinó mediante simulación y luego mediante experimentación, que los valores de las ganancias son:

Ganancia	Valor
kp_1	20
kd_1	3
kg_1	1
kp_2	20
kd_2	3
kg_2	1

Tabla 6.1: Valores de las ganancias.

6.4. Resultados Experimentales

En la figura 6.9 se muestran los resultados experimentales de la simulación de la rutina de abducción para θ_1 y de flexión para θ_2 . Con línea continua se grafica la consigna y con línea punteada el resultado.

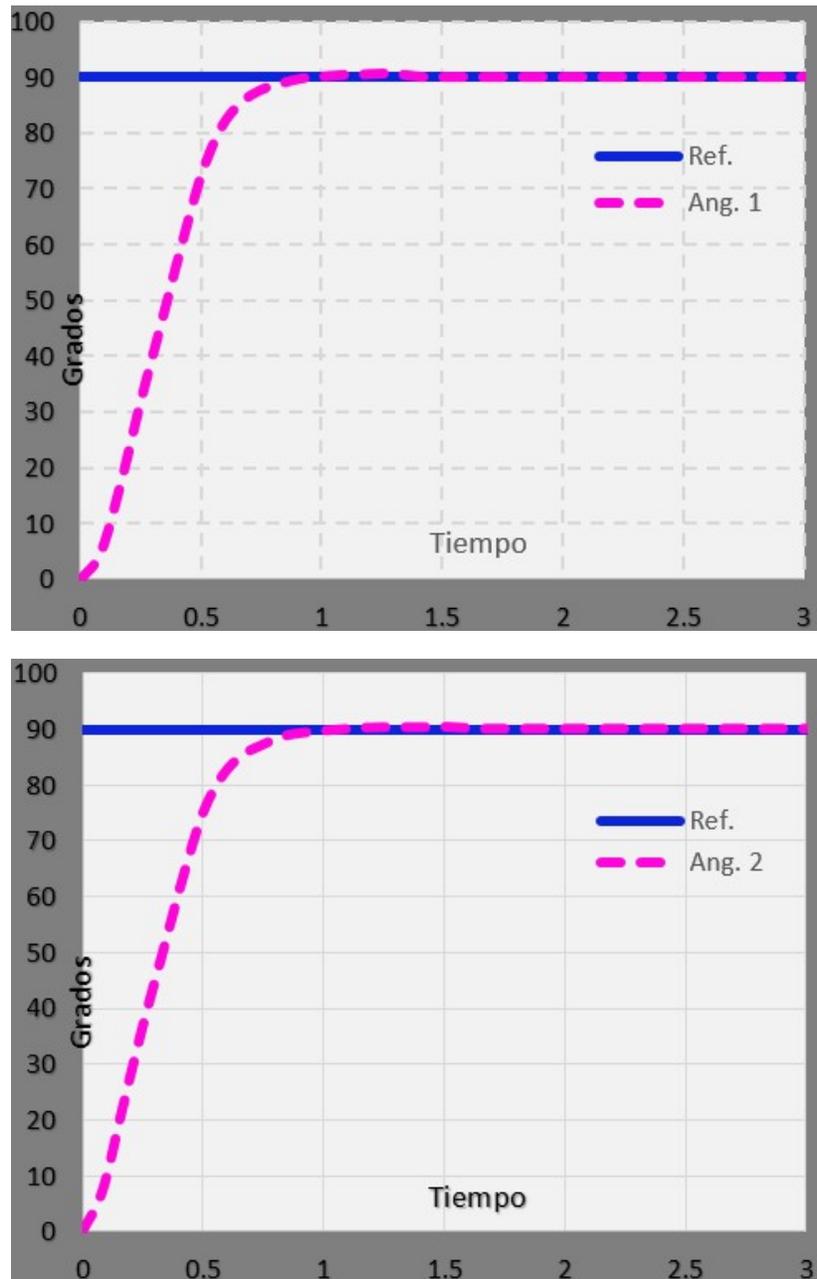


Figura 6.9: Resultados para regulación de θ_1 (arriba) y θ_2 (abajo)

En la figura 6.9 se muestran los resultados experimentales de la simulación de la rutina de abducción/aducción en movimiento pendular para θ_1 y de flexión/Extensión

en movimiento pendular para θ_2 .

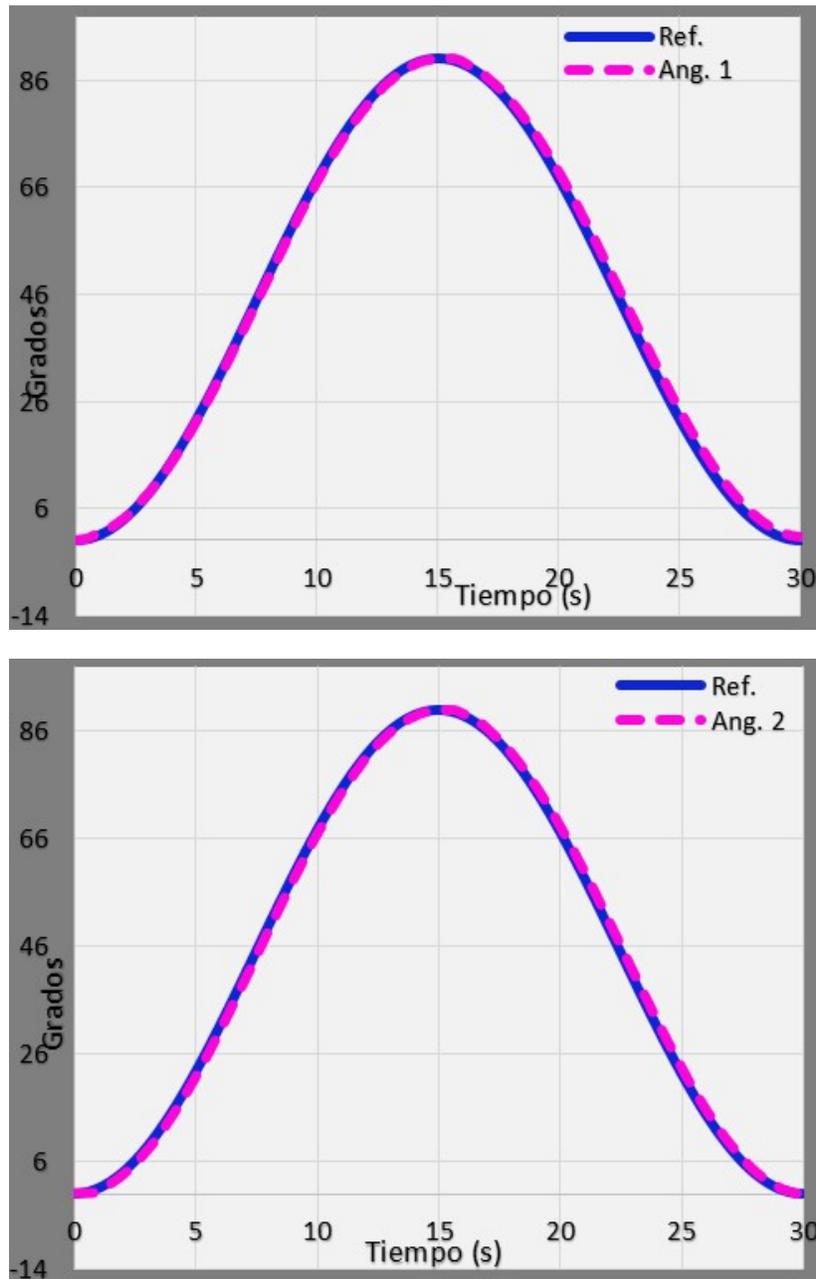


Figura 6.10: Resultados para seguimiento de θ_1 (arriba) y θ_2 (abajo)

6.5. Comparación de resultados

En la figura 6.11 se observa una comparación entre los resultados de la simulación y los experimentales para seguimiento de θ_2 . Se observa que los resultados experimentales son muy parecidos a los simulados; en la figura 6.12 se muestra el error de seguimiento para θ_2 , se observa que el error es siempre menor a 2 grados.

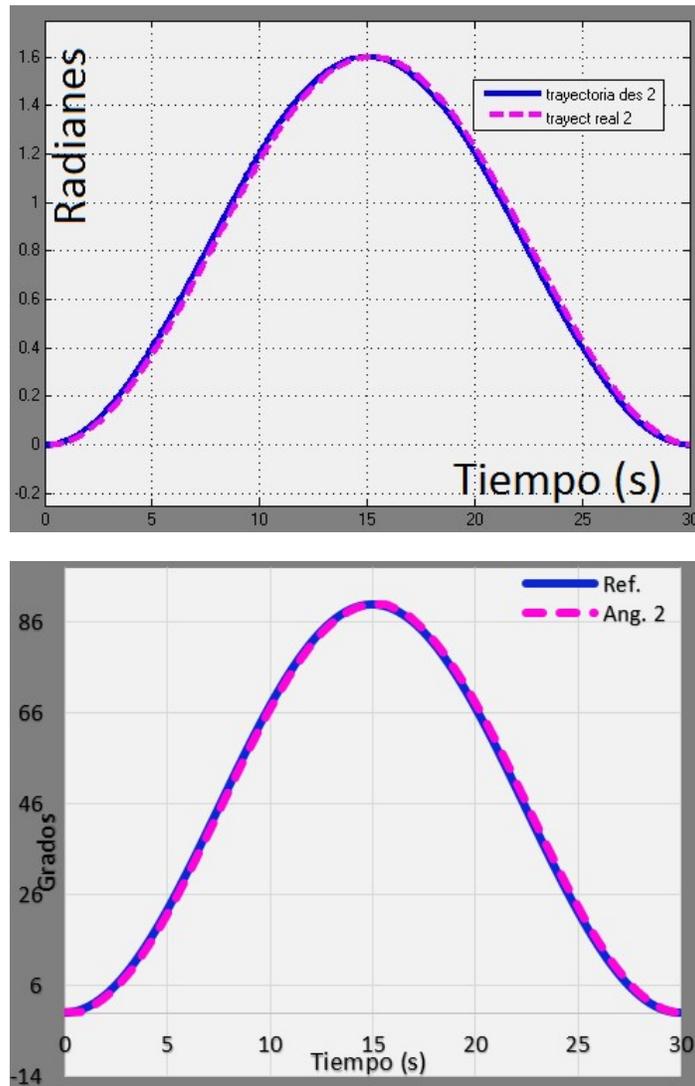
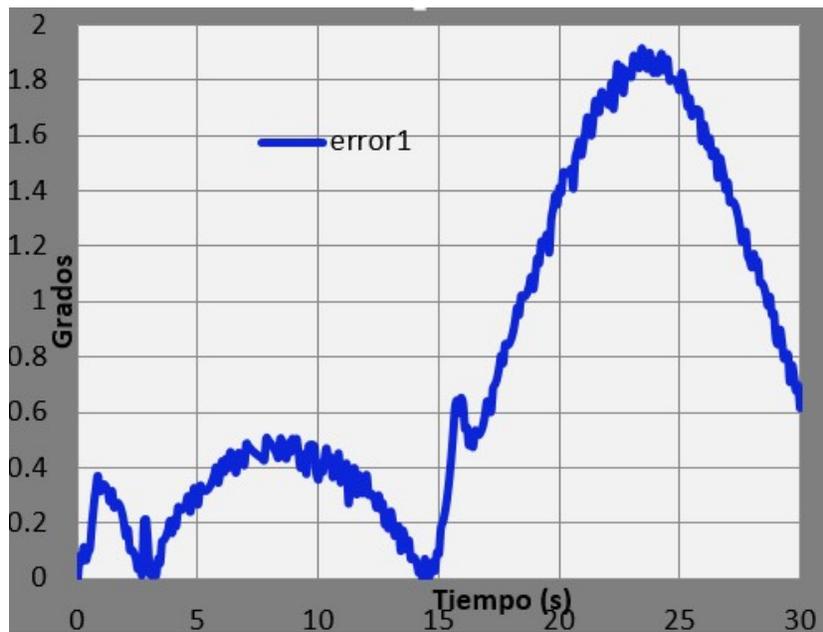


Figura 6.11: Comparación entre simulación (arriba) y experimento (abajo)

Figura 6.12: Error de seguimiento para θ_2

CAPÍTULO 7

CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO

7.1. Conclusiones

La importancia para atender las necesidades del hombre en la rehabilitación de las articulaciones, músculos, huesos, tendones, etc., mantiene el estudio y desarrollo de nuevos exoesqueletos como una línea de investigación activa que motiva a mejorar los diferentes prototipos que existen. Se debe innovar con prototipos que puedan ser accesibles para cualquier persona, mejorando los costos de estos dispositivos, disminuir el tamaños de los prototipos para mejorar la apariencia del exoesqueleto y comodidad de quienes los utilizan, profundizar en el estudio y mejoramiento de programas de rehabilitación así como ejercicios para diferentes casos clínicos. Por otra parte la aplicación de las leyes de control que optimicen estos dispositivos debe permanecer en constante estudio entre otras cosas, para explotar por completo las posibilidades que existen en el futuro de los exoesqueletos.

Este trabajo de tesis amplía la línea de investigación en exoesqueletos para hombro,

diseñando y construyendo un prototipo con 5 grados de libertad, para la rehabilitación de personas que han sufrido daños o que han perdido movilidad en su miembro superior.

Se presentó un estudio de los movimientos que puede realizar el hombro, así como su amplitud, los huesos y los músculos que intervienen en cada uno de ellos. Se presentó también un modelo humano de 16 segmentos, a partir del cual se obtuvieron los parámetros inerciales del brazo de un ser humano promedio. Se muestra el diseño de un exoesqueleto para hombro, el cual se desarrolla a partir de los datos obtenidos de la investigación anterior; el prototipo fue diseñado en SolidWorks y se muestra un estudio de esfuerzos para determinar el material y sus dimensiones a utilizar, con el fin de que soporte las cargas y sea seguro para el usuario. En este trabajo se muestra una comparación entre los movimientos de nuestro diseño y los de otros exoesqueletos: contrario a otros diseños, nuestro diseño propuesto incluye movimiento escapulotorácico; también, el exoesqueleto diseñado aquí tiene igual o mayor rango de movimiento que la mayoría de ellos. Se presentó el maquinado y la construcción del exoesqueleto así como su instrumentación, en este sentido se puede concluir que el diseño mecánico se desarrolló de manera correcta pues el prototipo soporta bien el peso estudiado, es decir: su propio peso y el de un brazo humano.

Se presentó también el desarrollo de los modelos cinemático y dinámico que gobiernan el movimiento del robot, los cuales se desarrollaron a partir de los parámetros de Denavit-Hartenberg (los cuales también se muestran en una tabla), y a partir de las ecuaciones de Euler-Lagrange. Este modelo se validó en la simulación del control de seguimiento.

Se simularon dos leyes de control, tanto para regulación como para seguimiento, y a partir de estas simulaciones se probó en el prototipo la ley de control que mejores

resultados arrojó en simulación, es decir, el control PD+compensación de la gravedad. Para probar estas leyes de control se simularon algunas rutinas de rehabilitación sencillas y con eso se prueba, además de que se diseñó un apropiado control, la capacidad del exoesqueleto de ser usado en trabajos de rehabilitación.

7.2. Trabajos Futuros

El prototipo diseñado en este trabajo de tesis cuenta con 5 grados de libertad, únicamente para el hombro derecho, de los cuales se actuaron, sensaron y controlaron dos grados, con los cuales se pueden rehabilitar los cinco movimientos principales del hombro; además de esto, el exoesqueleto realiza las rutinas de rehabilitación sin retroalimentación de la fuerza del paciente, es decir, simplemente realiza las rutinas como las programa el terapeuta sin tomar en cuenta de manera automática las mejoras del paciente.

Para una mayor correlación entre los movimientos del ser humano y los del exoesqueleto, se tiene como trabajo futuro actuar otros dos grados de libertad del hombro. De forma similar, para aumentar la interacción del exoesqueleto con el usuario, se pueden agregar sensores de fuerza para detectar de forma automática cuánto esfuerzo realiza el usuario y cuánto el exoesqueleto, y estudiar, de esta manera, la recuperación progresiva del paciente.

El exoesqueleto diseñado aquí tiene una gran capacidad de crecimiento como se explicó anteriormente: se pueden actuar y controlar más grados de libertad, se pueden agregar más sensores, tales como de fuerza y de intención humana. En este sentido, éste dispositivo se puede usar para aumentar las capacidades del ser humano en la industria.

Para esto se necesitaría construir el brazo izquierdo para contar con ambos brazos (fig. 7.1), e implementar los sensores de intención humana.

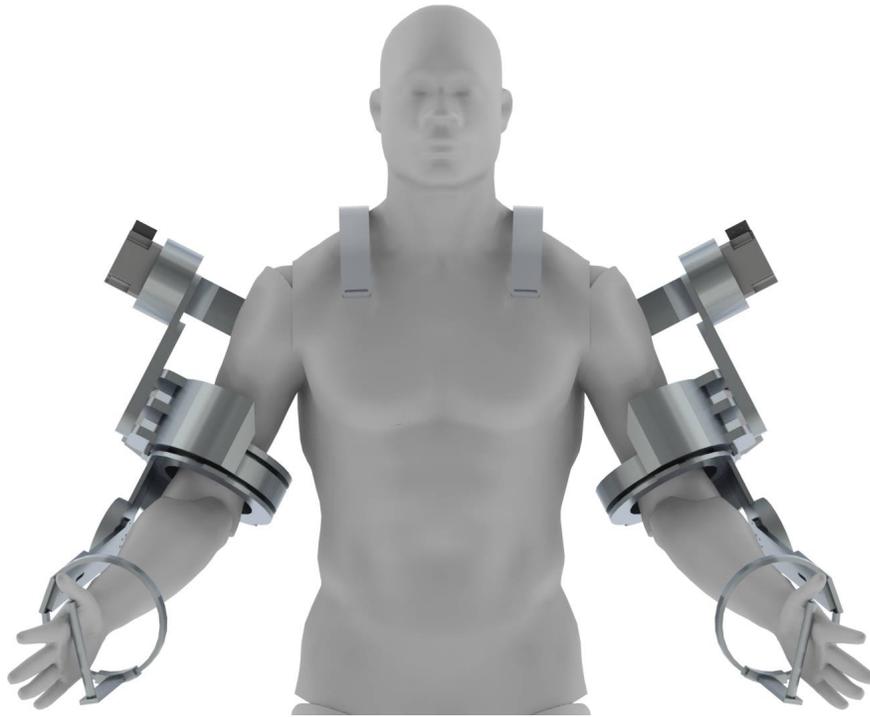


Figura 7.1: Prototipo con dos brazos.

ANEXOS A

PLANOS

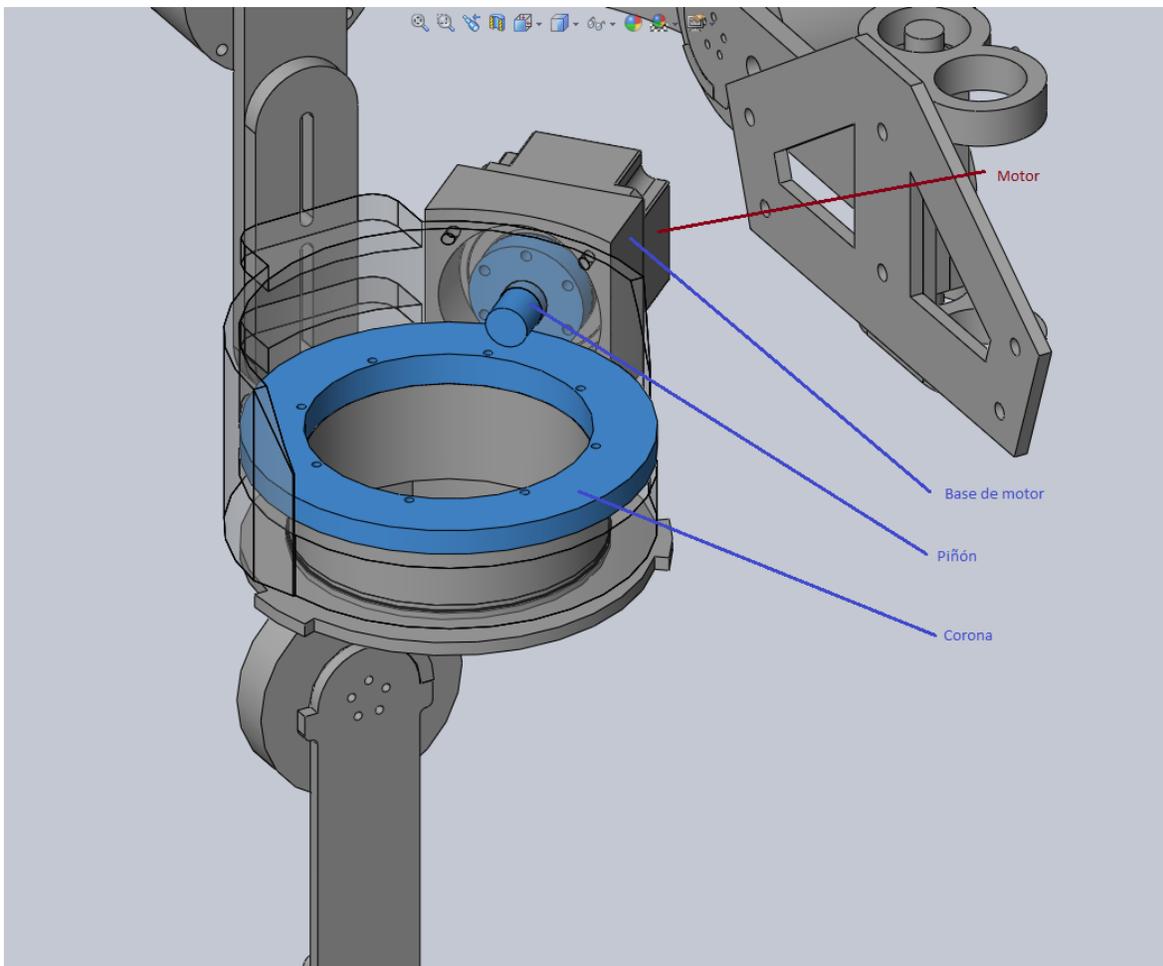
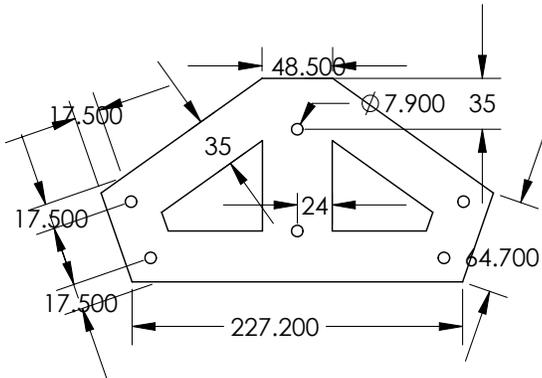
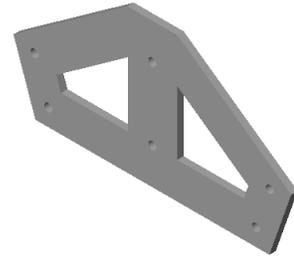
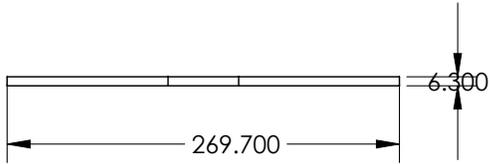


Figura A.1: Detalle de la ubicación del piñón y la corona para el movimiento de rotación del brazo



PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL
 THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING IS THE SOLE PROPERTY OF <INSERT COMPANY NAME HERE>. ANY REPRODUCTION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE WRITTEN PERMISSION OF <INSERT COMPANY NAME HERE> IS PROHIBITED.

		UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:		NAME	DATE	
		DIMENSIONS ARE IN INCHES	DRAWN			TITLE:
		TOLERANCES:	CHECKED			
		FRACTIONAL ±	ENG APPR.			
		ANGULAR: MACH ± BEND ±	MFG APPR.			
		TWO PLACE DECIMAL ±	Q.A.			SIZE DWG. NO. REV
		THREE PLACE DECIMAL ±	COMMENTS:			
		INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER:				SCALE: 1:2 WEIGHT: SHEET 1 OF 1
		MATERIAL				
NEXT ASSY	USED ON	FINISH				
APPLICATION		DO NOT SCALE DRAWING				

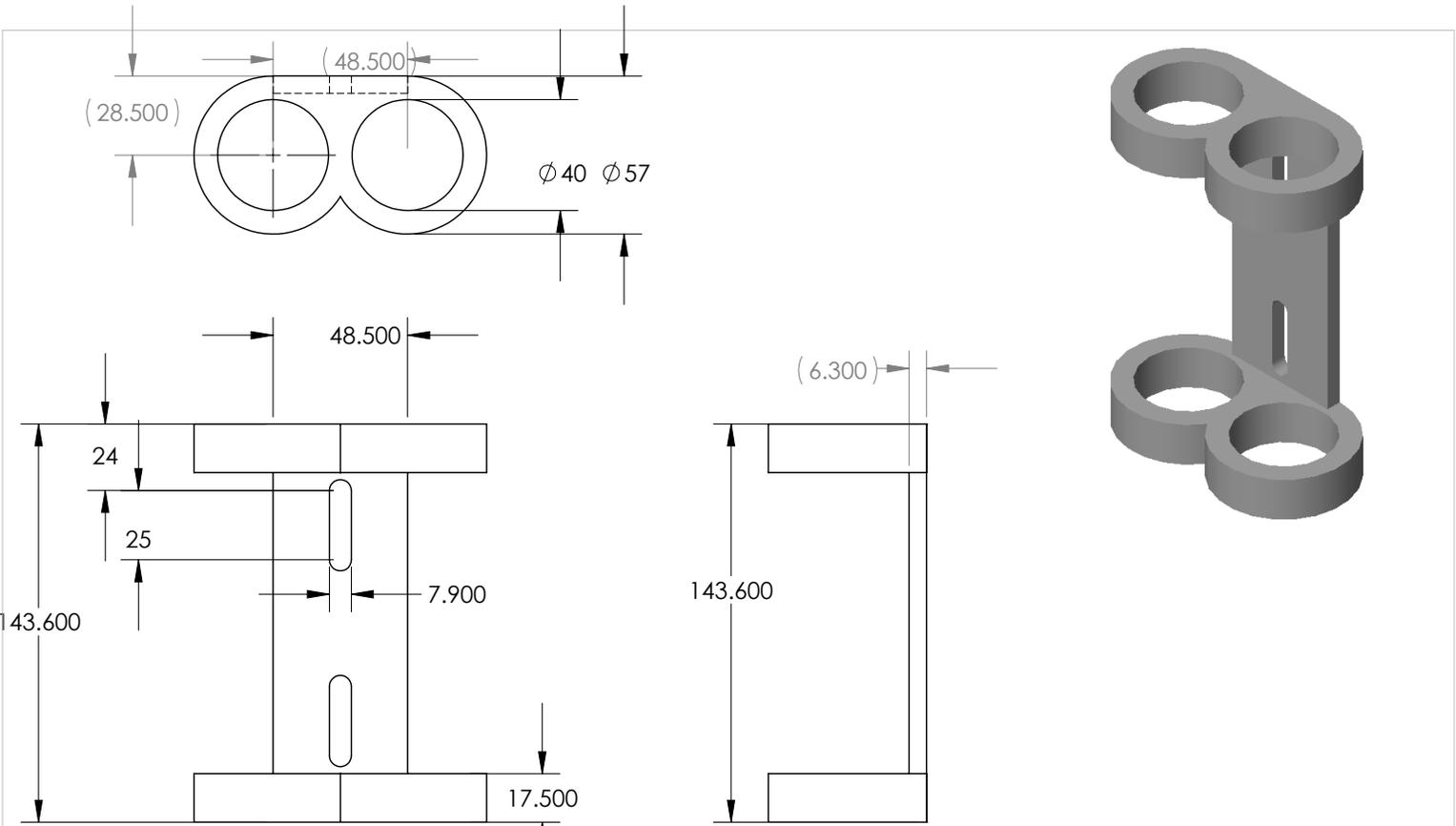
5

4

3

2

1



PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL
 THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING IS THE SOLE PROPERTY OF <INSERT COMPANY NAME HERE>. ANY REPRODUCTION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE WRITTEN PERMISSION OF <INSERT COMPANY NAME HERE> IS PROHIBITED.

		UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:		NAME	DATE
		DIMENSIONS ARE IN INCHES		DRAWN	
		TOLERANCES:		CHECKED	
		FRACTIONAL ±		ENG APPR.	
		ANGULAR: MACH ± BEND ±		MFG APPR.	
		TWO PLACE DECIMAL ±		Q.A.	
		THREE PLACE DECIMAL ±		COMMENTS:	
		INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER:			
		MATERIAL			
NEXT ASSY	USED ON	FINISH			
APPLICATION		DO NOT SCALE DRAWING			

TITLE:		
SIZE A	DWG. NO. base_homoplato	REV
SCALE: 1:2	WEIGHT:	SHEET 1 OF 1

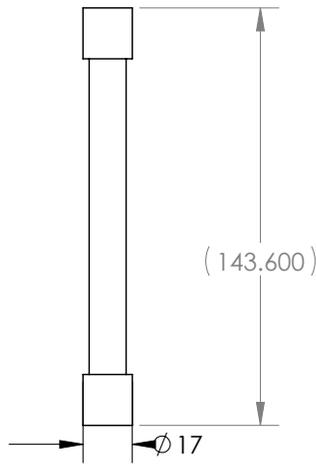
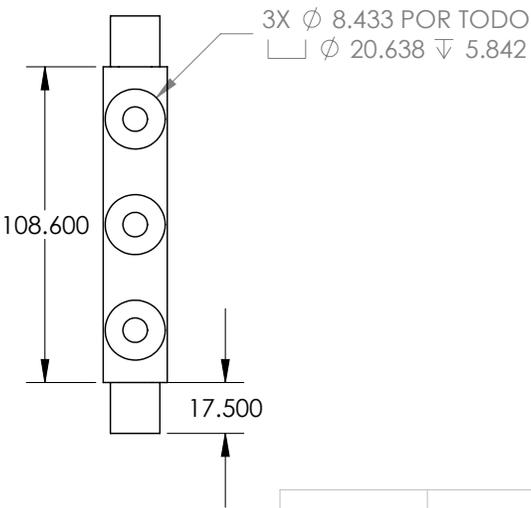
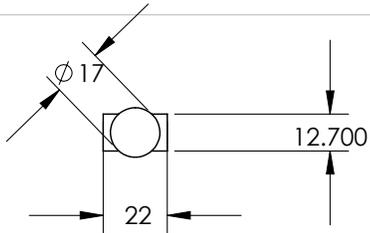
5

4

3

2

1



PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL
 THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING IS THE SOLE PROPERTY OF <INSERT COMPANY NAME HERE>. ANY REPRODUCTION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE WRITTEN PERMISSION OF <INSERT COMPANY NAME HERE> IS PROHIBITED.

		UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:		NAME	DATE	
		DIMENSIONS ARE IN INCHES	DRAWN			TITLE:
		TOLERANCES:	CHECKED			
		FRACTIONAL \pm	ENG APPR.			
		ANGULAR: MACH \pm BEND \pm	MFG APPR.			
		TWO PLACE DECIMAL \pm				
		THREE PLACE DECIMAL \pm				
		INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER:	Q.A.			
		MATERIAL	COMMENTS:			
NEXT ASSY	USED ON	FINISH				SIZE DWG. NO. REV
APPLICATION		DO NOT SCALE DRAWING				A eje_bisagra_homoplato
						SCALE: 1:2 WEIGHT: SHEET 1 OF 1

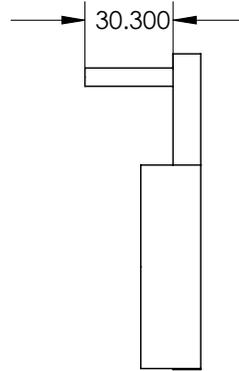
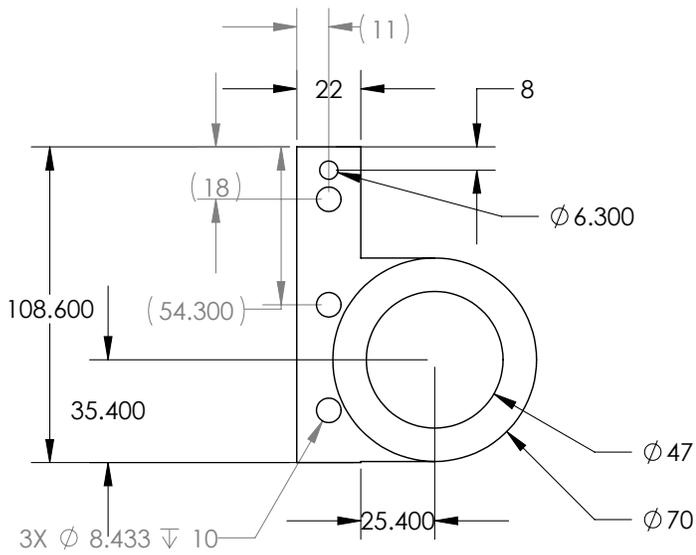
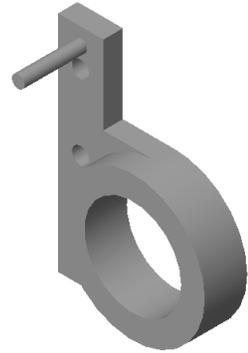
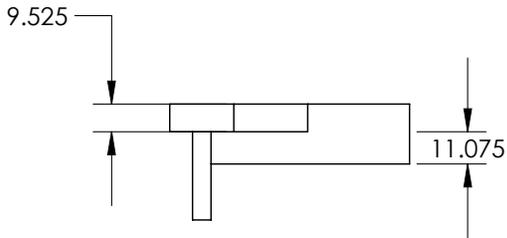
5

4

3

2

1



PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL
 THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING IS THE SOLE PROPERTY OF <INSERT COMPANY NAME HERE>. ANY REPRODUCTION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE WRITTEN PERMISSION OF <INSERT COMPANY NAME HERE> IS PROHIBITED.

		UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:		NAME	DATE	
		DIMENSIONS ARE IN INCHES	DRAWN			TITLE:
		TOLERANCES:	CHECKED			
		FRACTIONAL ±	ENG APPR.			
		ANGULAR: MACH ± BEND ±	MFG APPR.			
		TWO PLACE DECIMAL ±	Q.A.			SIZE
		THREE PLACE DECIMAL ±	COMMENTS:			DWG. NO.
		INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER:				REV
		MATERIAL				
		FINISH				
NEXT ASSY	USED ON	APPLICATION	DO NOT SCALE DRAWING			SCALE: 1:2
						WEIGHT:
						SHEET 1 OF 1

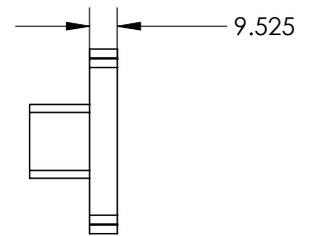
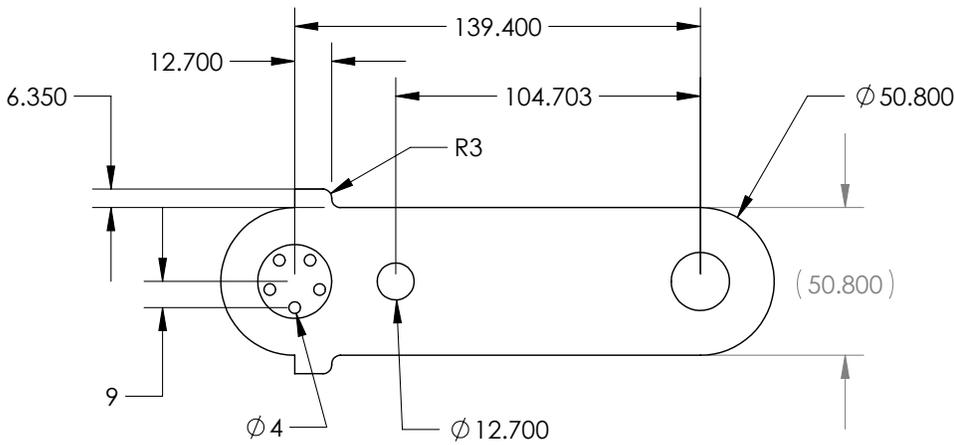
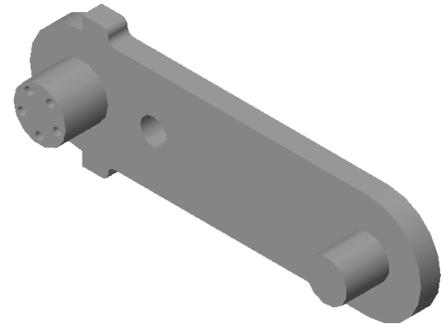
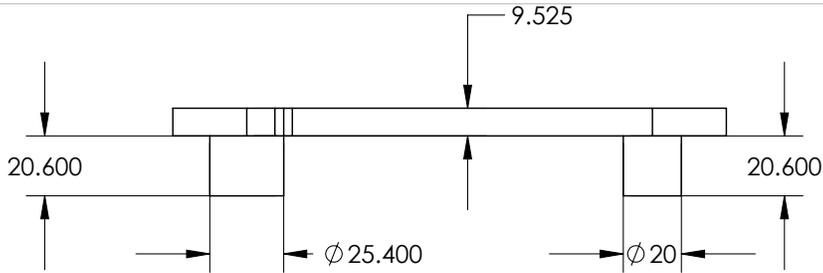
5

4

3

2

1



PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL
 THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING IS THE SOLE PROPERTY OF <INSERT COMPANY NAME HERE>. ANY REPRODUCTION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE WRITTEN PERMISSION OF <INSERT COMPANY NAME HERE> IS PROHIBITED.

		UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:		NAME	DATE
		DIMENSIONS ARE IN INCHES	DRAWN		
		TOLERANCES:	CHECKED		
		FRACTIONAL ±	ENG APPR.		
		ANGULAR: MACH ± BEND ±	MFG APPR.		
		TWO PLACE DECIMAL ±	Q.A.		
		THREE PLACE DECIMAL ±	COMMENTS:		
		INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER:			
		MATERIAL			
		FINISH			
NEXT ASSY	USED ON				
APPLICATION		DO NOT SCALE DRAWING			

TITLE:		
SIZE A	DWG. NO. homoplato	REV
SCALE: 1:2	WEIGHT:	SHEET 1 OF 1

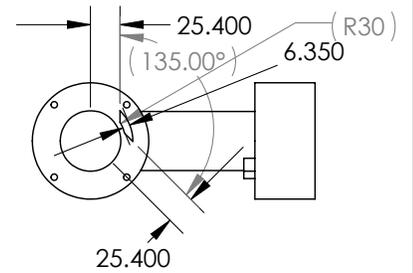
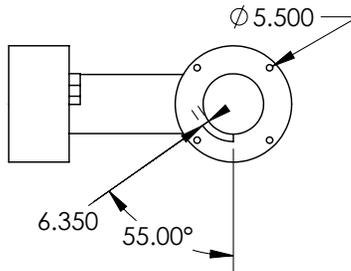
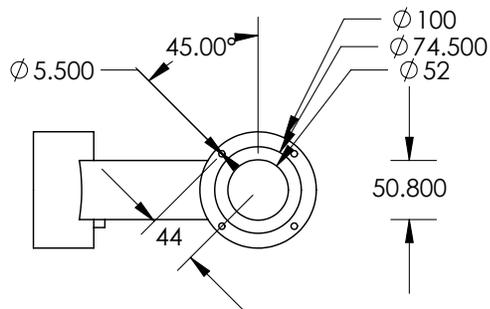
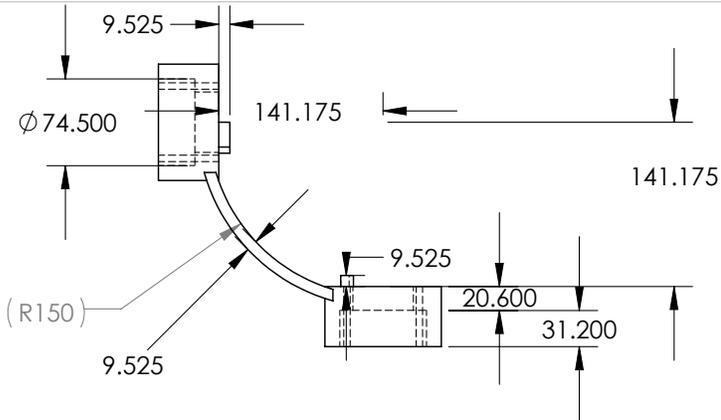
5

4

3

2

1



PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL
 THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING IS THE SOLE PROPERTY OF <INSERT COMPANY NAME HERE>. ANY REPRODUCTION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE WRITTEN PERMISSION OF <INSERT COMPANY NAME HERE> IS PROHIBITED.

		UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:		NAME	DATE
		DIMENSIONS ARE IN INCHES	DRAWN		
		TOLERANCES:	CHECKED		
		FRACTIONAL \pm	ENG APPR.		
		ANGULAR: MACH \pm BEND \pm	MFG APPR.		
		TWO PLACE DECIMAL \pm	Q.A.		
		THREE PLACE DECIMAL \pm	COMMENTS:		
		INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER:			
		MATERIAL			
		FINISH			
NEXT ASSY	USED ON				
APPLICATION		DO NOT SCALE DRAWING			

TITLE:		
SIZE	DWG. NO.	REV
A	joint1	
SCALE: 1:5	WEIGHT:	SHEET 1 OF 1

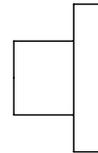
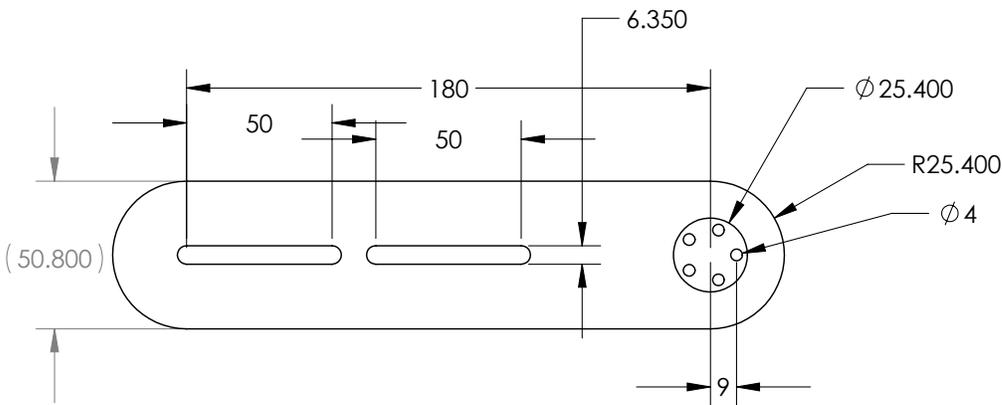
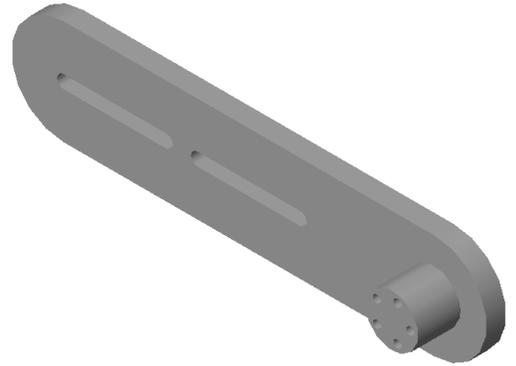
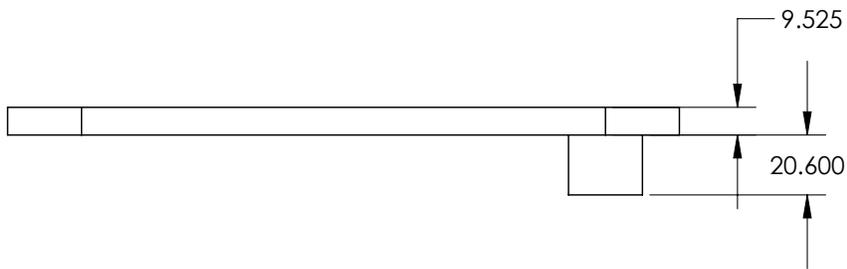
5

4

3

2

1



PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL
 THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING IS THE SOLE PROPERTY OF <INSERT COMPANY NAME HERE>. ANY REPRODUCTION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE WRITTEN PERMISSION OF <INSERT COMPANY NAME HERE> IS PROHIBITED.

		UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:		NAME	DATE	
		DIMENSIONS ARE IN INCHES	DRAWN			TITLE:
		TOLERANCES:	CHECKED			
		FRACTIONAL ±	ENG APPR.			
		ANGULAR: MACH ± BEND ±	MFG APPR.			
		TWO PLACE DECIMAL ±	Q.A.			SIZE
		THREE PLACE DECIMAL ±	COMMENTS:			DWG. NO.
		INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER:				A
		MATERIAL				brazo1
		FINISH				REV
NEXT ASSY	USED ON					SCALE: 1:5
APPLICATION		DO NOT SCALE DRAWING				WEIGHT:
						SHEET 1 OF 1

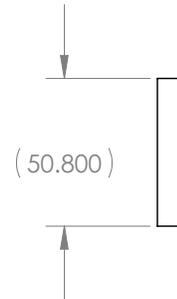
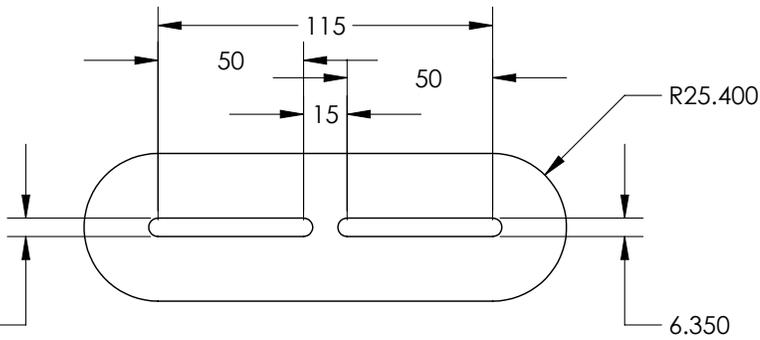
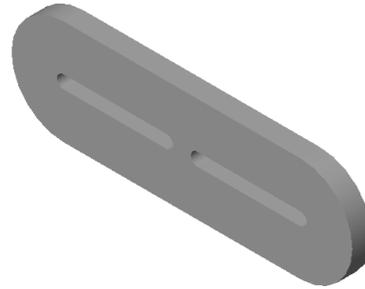
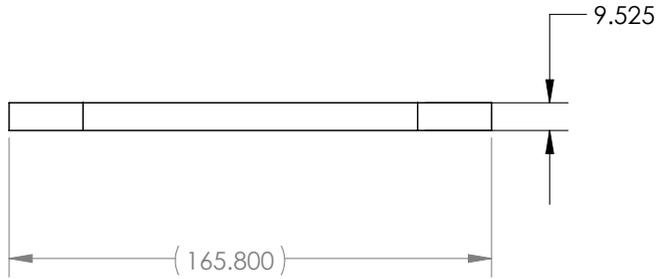
5

4

3

2

1



PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL
 THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING IS THE SOLE PROPERTY OF <INSERT COMPANY NAME HERE>. ANY REPRODUCTION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE WRITTEN PERMISSION OF <INSERT COMPANY NAME HERE> IS PROHIBITED.

		UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:		NAME	DATE	
		DIMENSIONS ARE IN INCHES	DRAWN			TITLE:
		TOLERANCES:	CHECKED			
		FRACTIONAL ±	ENG APPR.			
		ANGULAR: MACH ± BEND ±	MFG APPR.			
		TWO PLACE DECIMAL ±				
		THREE PLACE DECIMAL ±				
		INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER:	Q.A.			
		MATERIAL	COMMENTS:			
		FINISH				SIZE
NEXT ASSY	USED ON					DWG. NO.
						brazo2
						REV
		APPLICATION	DO NOT SCALE DRAWING			SCALE: 1:2
						WEIGHT:
						SHEET 1 OF 1

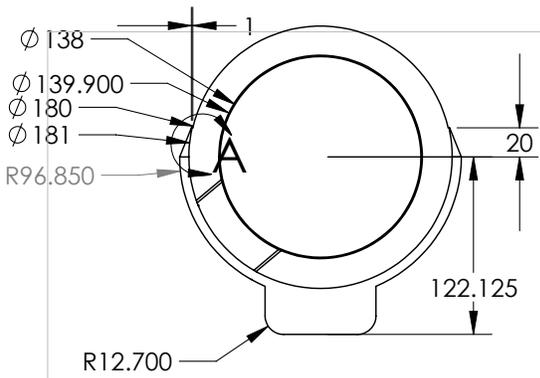
5

4

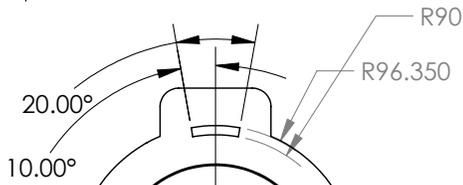
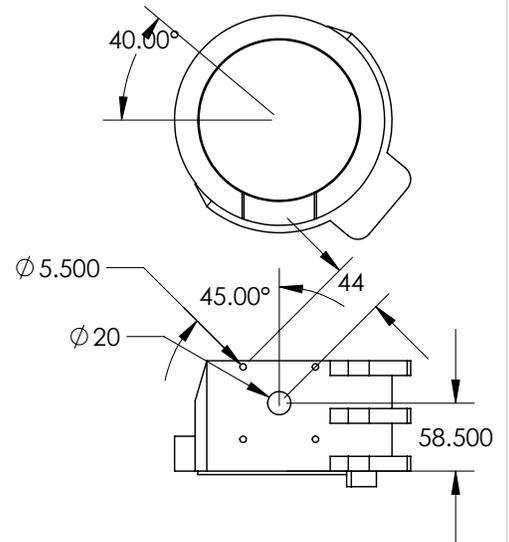
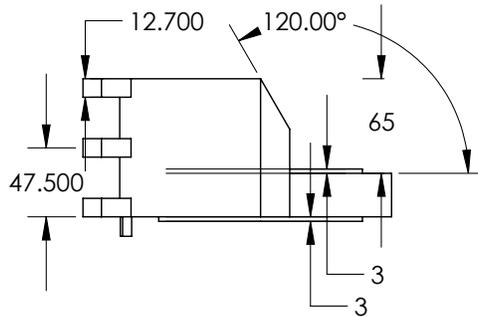
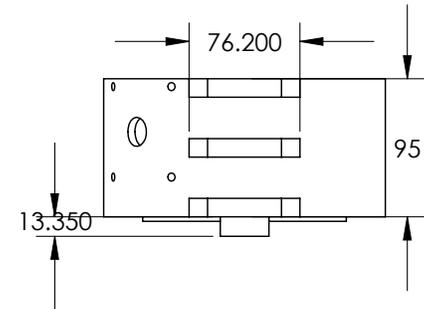
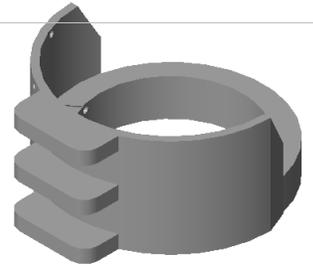
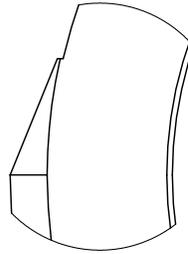
3

2

1



DETALLE A
ESCALA 1 : 1



PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL
THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING IS THE SOLE PROPERTY OF <INSERT COMPANY NAME HERE>. ANY REPRODUCTION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE WRITTEN PERMISSION OF <INSERT COMPANY NAME HERE> IS PROHIBITED.

		UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:		NAME	DATE
		DIMENSIONS ARE IN INCHES	DRAWN		
		TOLERANCES:	CHECKED		
		FRACTIONAL ±	ENG APPR.		
		ANGULAR: MACH ± BEND ±	MFG APPR.		
		TWO PLACE DECIMAL ±	Q.A.		
		THREE PLACE DECIMAL ±	COMMENTS:		
		INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER:			
		MATERIAL			
		FINISH			
NEXT ASSY	USED ON				
APPLICATION		DO NOT SCALE DRAWING			

TITLE:		
SIZE A	DWG. NO. brazo3	REV
SCALE: 1:5	WEIGHT:	SHEET 1 OF 1

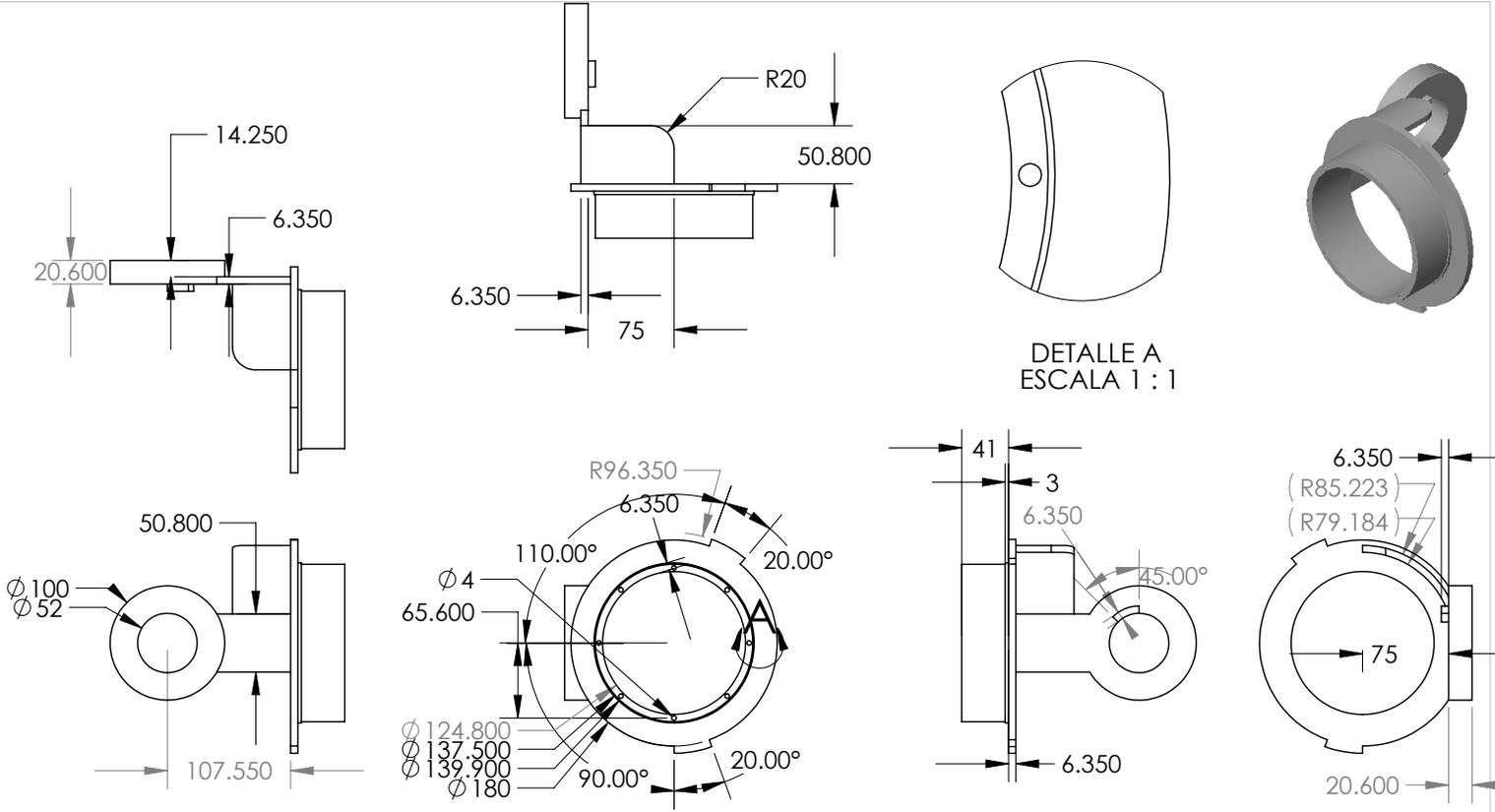
5

4

3

2

1



DETALLE A
ESCALA 1 : 1

PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL
 THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING IS THE SOLE PROPERTY OF <INSERT COMPANY NAME HERE>. ANY REPRODUCTION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE WRITTEN PERMISSION OF <INSERT COMPANY NAME HERE> IS PROHIBITED.

		UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:		NAME	DATE		
		DIMENSIONS ARE IN INCHES TOLERANCES: FRACTIONAL ± ANGULAR: MACH ± BEND ± TWO PLACE DECIMAL ± THREE PLACE DECIMAL ±		DRAWN		TITLE:	
		INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER:		CHECKED			
		MATERIAL		ENG APPR.			
		FINISH		MFG APPR.			
NEXT ASSY	USED ON			Q.A.		SIZE	DWG. NO.
APPLICATION		DO NOT SCALE DRAWING		COMMENTS:		A	brazo4
						SCALE: 1:5	WEIGHT:
							REV
							SHEET 1 OF 1

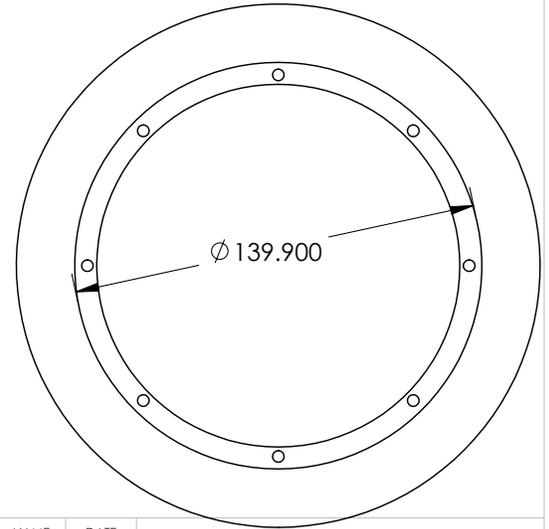
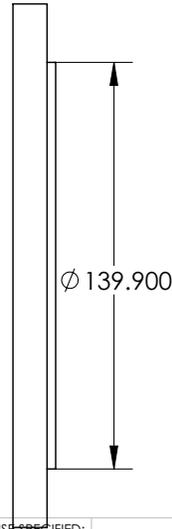
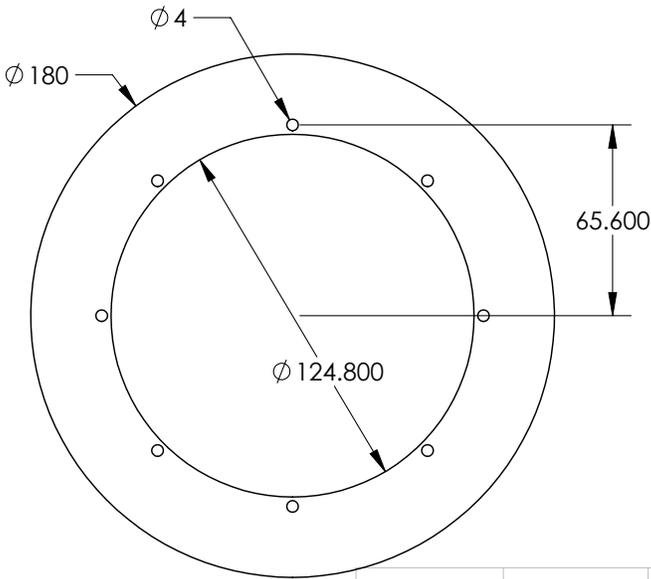
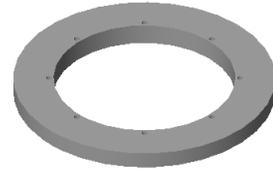
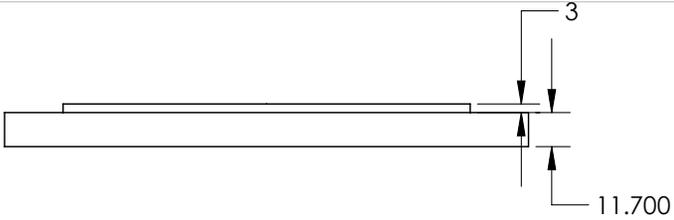
5

4

3

2

1



PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL
 THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING IS THE SOLE PROPERTY OF <INSERT COMPANY NAME HERE>. ANY REPRODUCTION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE WRITTEN PERMISSION OF <INSERT COMPANY NAME HERE> IS PROHIBITED.

		UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:		NAME	DATE
		DIMENSIONS ARE IN INCHES		DRAWN	
		TOLERANCES:		CHECKED	
		FRACTIONAL \pm		ENG APPR.	
		ANGULAR: MACH \pm BEND \pm		MFG APPR.	
		TWO PLACE DECIMAL \pm		Q.A.	
		THREE PLACE DECIMAL \pm		COMMENTS:	
		INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER:			
		MATERIAL			
NEXT ASSY	USED ON	FINISH			
APPLICATION		DO NOT SCALE DRAWING			

TITLE:		
SIZE A	DWG. NO. corona_tapa	REV
SCALE: 1:5	WEIGHT:	SHEET 1 OF 1

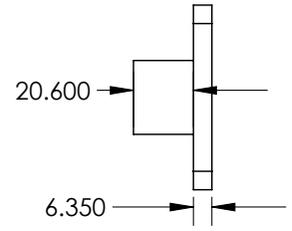
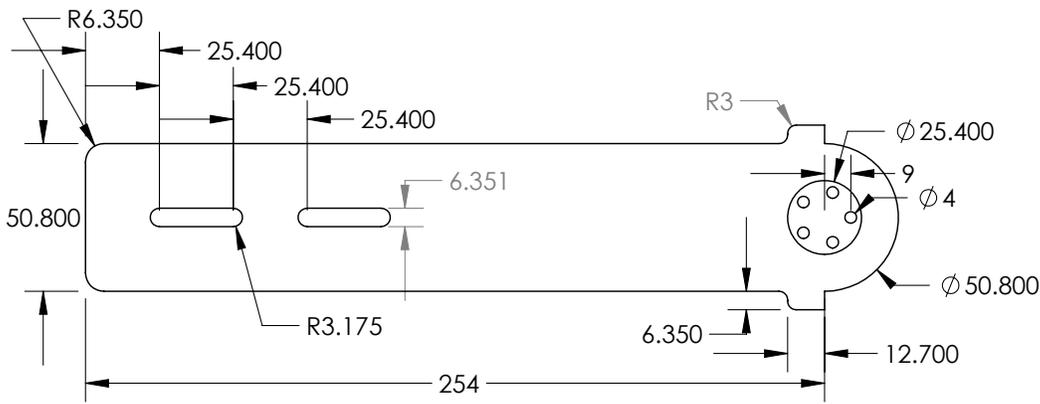
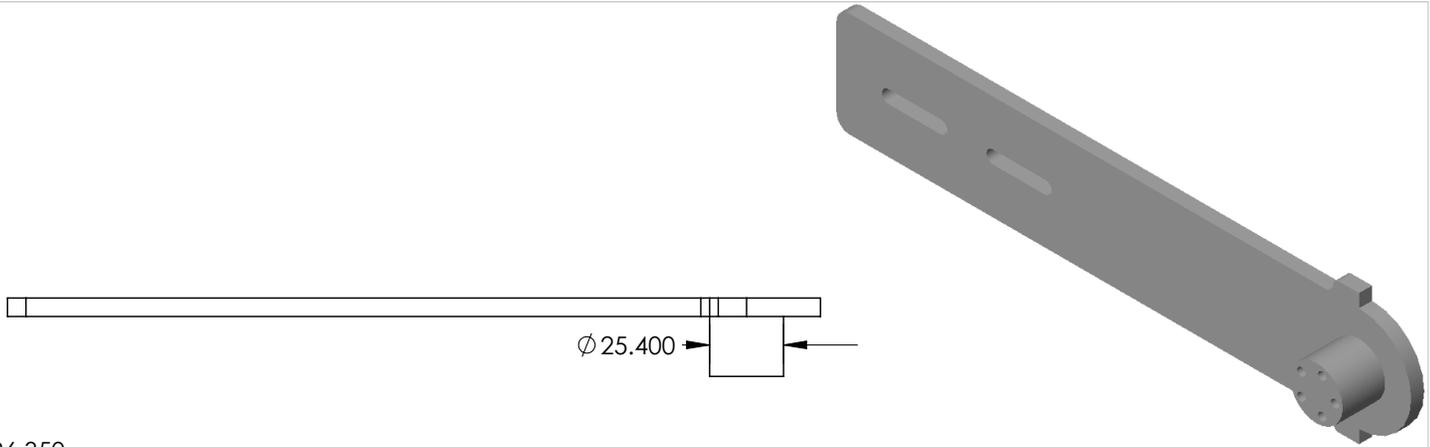
5

4

3

2

1



PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL
 THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING IS THE SOLE PROPERTY OF <INSERT COMPANY NAME HERE>. ANY REPRODUCTION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE WRITTEN PERMISSION OF <INSERT COMPANY NAME HERE> IS PROHIBITED.

		UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:		NAME	DATE
		DIMENSIONS ARE IN INCHES	DRAWN		
		TOLERANCES:	CHECKED		
		FRACTIONAL ±	ENG APPR.		
		ANGULAR: MACH ± BEND ±	MFG APPR.		
		TWO PLACE DECIMAL ±	Q.A.		
		THREE PLACE DECIMAL ±	COMMENTS:		
		INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER:			
		MATERIAL			
		FINISH			
NEXT ASSY	USED ON				
APPLICATION		DO NOT SCALE DRAWING			

TITLE:		
SIZE A	DWG. NO. antebrazo	REV
SCALE: 1:5	WEIGHT:	SHEET 1 OF 1

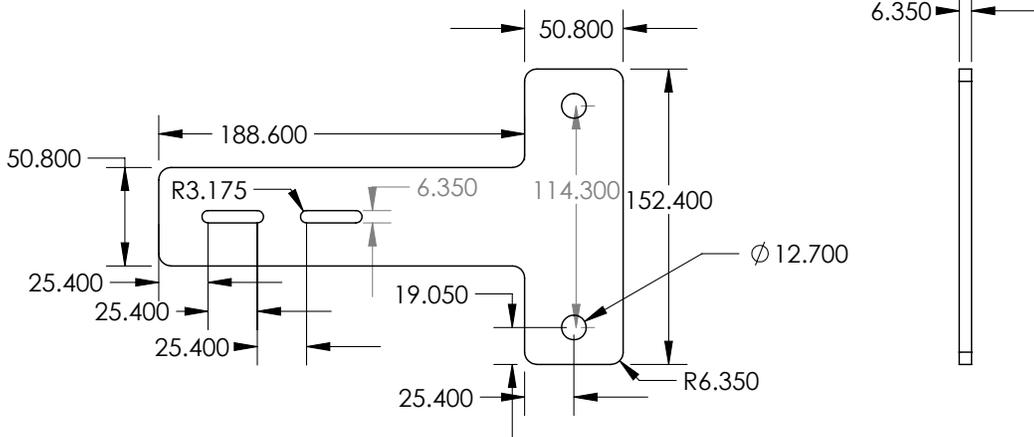
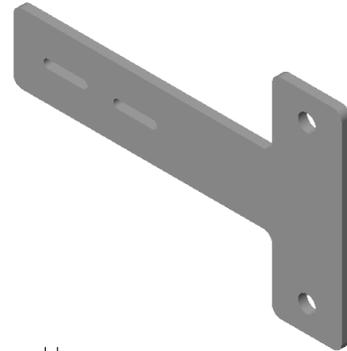
5

4

3

2

1



PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL
 THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING IS THE SOLE PROPERTY OF <INSERT COMPANY NAME HERE>. ANY REPRODUCTION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE WRITTEN PERMISSION OF <INSERT COMPANY NAME HERE> IS PROHIBITED.

		UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:		NAME	DATE	
		DIMENSIONS ARE IN INCHES	DRAWN			TITLE:
		TOLERANCES:	CHECKED			
		FRACTIONAL ±	ENG APPR.			
		ANGULAR: MACH ± BEND ±	MFG APPR.			
		TWO PLACE DECIMAL ±	Q.A.			SIZE
		THREE PLACE DECIMAL ±	COMMENTS:			DWG. NO.
		INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER:				REV
		MATERIAL				
NEXT ASSY	USED ON	FINISH				
APPLICATION		DO NOT SCALE DRAWING				SCALE: 1:5
						WEIGHT:
						SHEET 1 OF 1

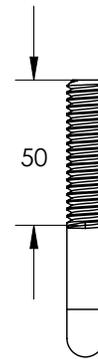
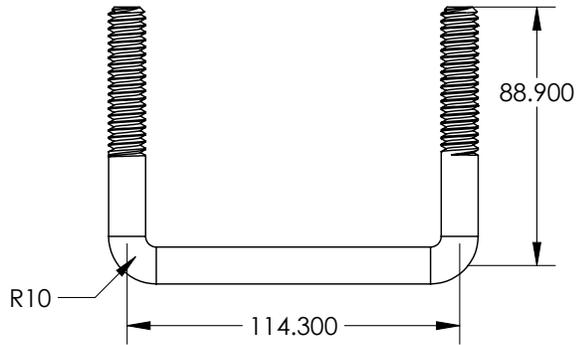
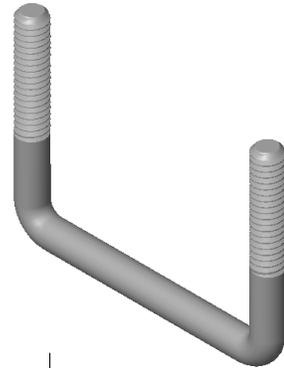
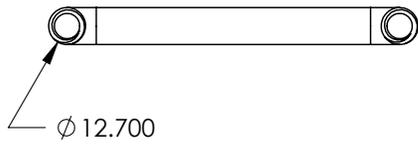
5

4

3

2

1



PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL
 THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING IS THE SOLE PROPERTY OF <INSERT COMPANY NAME HERE>. ANY REPRODUCTION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE WRITTEN PERMISSION OF <INSERT COMPANY NAME HERE> IS PROHIBITED.

		UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:		NAME	DATE			
		DIMENSIONS ARE IN INCHES		DRAWN		TITLE:		
		TOLERANCES:		CHECKED				
		FRACTIONAL ±		ENG APPR.				
		ANGULAR: MACH ± BEND ±		MFG APPR.				
		TWO PLACE DECIMAL ±		Q.A.		SIZE	DWG. NO.	REV
		THREE PLACE DECIMAL ±		COMMENTS:		A	agarre	
		INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER:				SCALE: 1:2	WEIGHT:	SHEET 1 OF 1
		MATERIAL						
NEXT ASSY	USED ON	FINISH						
APPLICATION		DO NOT SCALE DRAWING						

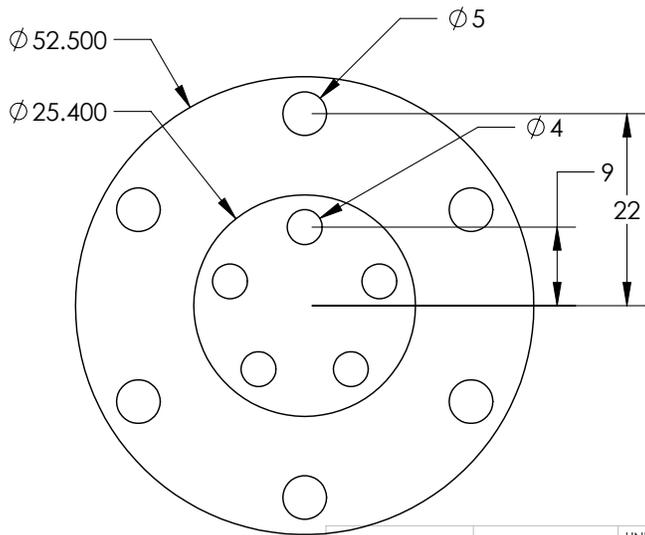
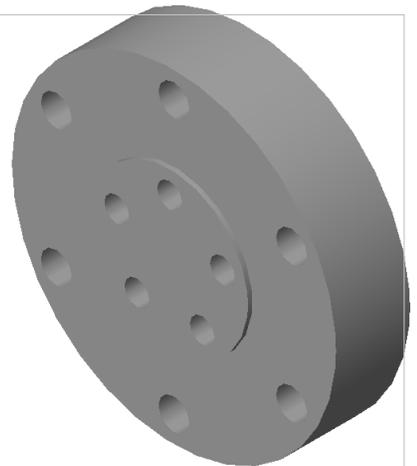
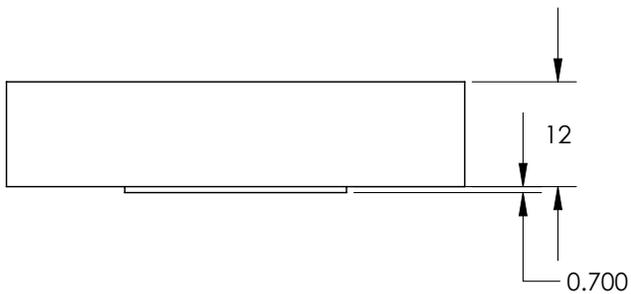
5

4

3

2

1



PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL
 THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING IS THE SOLE PROPERTY OF <INSERT COMPANY NAME HERE>. ANY REPRODUCTION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE WRITTEN PERMISSION OF <INSERT COMPANY NAME HERE> IS PROHIBITED.

		UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:	NAME	DATE
		DIMENSIONS ARE IN INCHES	DRAWN	
		TOLERANCES:	CHECKED	
		FRACTIONAL ±	ENG APPR.	
		ANGULAR: MACH ± BEND ±	MFG APPR.	
		TWO PLACE DECIMAL ±	Q.A.	
		THREE PLACE DECIMAL ±	COMMENTS:	
		INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER:		
		MATERIAL		
NEXT ASSY	USED ON	FINISH		
APPLICATION		DO NOT SCALE DRAWING		

TITLE:		
SIZE A	DWG. NO. adapt_d_motr	REV
SCALE: 1:1	WEIGHT:	SHEET 1 OF 1

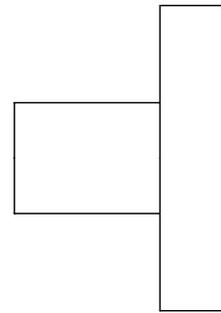
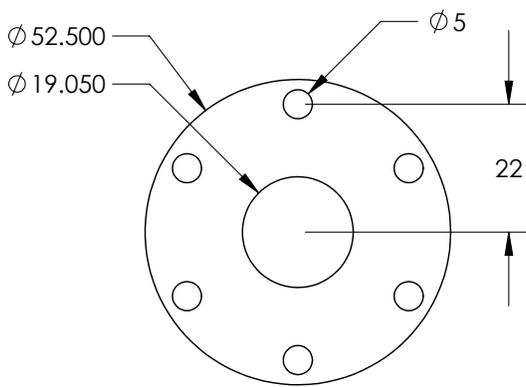
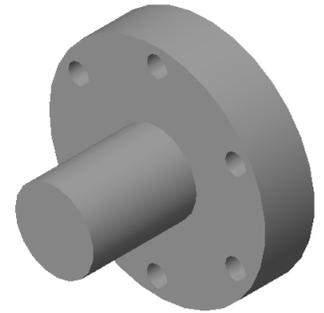
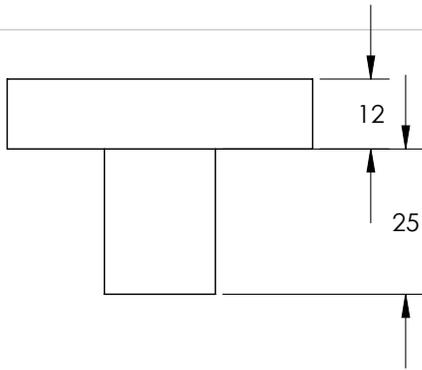
5

4

3

2

1



PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL
 THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING IS THE SOLE PROPERTY OF <INSERT COMPANY NAME HERE>. ANY REPRODUCTION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE WRITTEN PERMISSION OF <INSERT COMPANY NAME HERE> IS PROHIBITED.

		UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:		NAME	DATE	
		DIMENSIONS ARE IN INCHES	DRAWN			TITLE:
		TOLERANCES:	CHECKED			
		FRACTIONAL ±	ENG APPR.			
		ANGULAR: MACH ± BEND ±	MFG APPR.			
		TWO PLACE DECIMAL ±				
		THREE PLACE DECIMAL ±				
		INTERPRET GEOMETRIC TOLERANCING PER:	Q.A.			
		MATERIAL	COMMENTS:			
		FINISH				SIZE A
NEXT ASSY	USED ON					DWG. NO. adapt_piñon_motr
		APPLICATION	DO NOT SCALE DRAWING			REV
						SCALE: 1:1
						WEIGHT:
						SHEET 1 OF 1

5

4

3

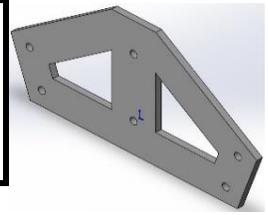
2

1

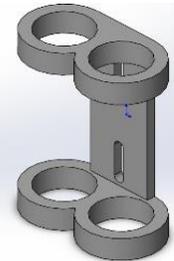
ANEXOS B

PARÁMETROS INERCIALES DE LAS PIEZAS DEL EXOESQUELETO

Soporte espalda		Densidad unitaria		Aluminio 3061 t6	
Volumen	140534 mm3	Masa	140.534 g	379.4418 g	0.3794418 Kg
Ctro de m.	x= 0 mm	Inercias	Px= 211428.352 g*mm2	570856.55 g*mm2	
	y= 24.16 mm		Py= 635949.758 g*mm2	1717064.3 g*mm2	
	z= 3.15 mm		Pz= 846448.479 g*mm2	2285410.9 g*mm2	



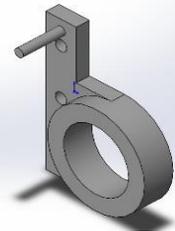
Base_omoplato		Densidad unitaria		Aluminio 3061 t6	
Volumen	121484 mm3	Masa	121.484 g	328.0068 g	0.3280068 Kg
Ctro de m.	x= 0 mm	Inercias	Px= 131361.68 g*mm2	354676.54 g*mm2	
	y= 0 mm		Py= 437927.965 g*mm2	1182405.5 g*mm2	
	z= 20.863 mm		Pz= 481816.262 g*mm2	1300903.9 g*mm2	



eje_bisagra_omoplato		Densidad unitaria		Aluminio 3061 t6	
Volumen	31275.5 mm3	Masa	31.276 g	84.4452 g	0.0844452 Kg
Ctro de m.	x= 0 mm	Inercias	Px= 1648.605 g*mm2	4451.2335 g*mm2	
	y= 0 mm		Py= 55727.443 g*mm2	150464.1 g*mm2	
	z= 5.815 mm		Pz= 56491.155 g*mm2	152526.12 g*mm2	



bisagra_omoplato		Densidad unitaria		Aluminio 3061 t6	
Volumen	64251.1 mm3	Masa	64.251 g	173.4777 g	0.1734777 Kg
Ctro de m.	x= 24.7611 mm	Inercias	Px= 34052.219 g*mm2	91940.991 g*mm2	
	y= -11.717 mm		Py= 59382.968 g*mm2	160334.01 g*mm2	
	z= 8.808 mm		Pz= 88895.173 g*mm2	240016.97 g*mm2	



omoplato		Densidad unitaria		Aluminio 3061 t6		
Volumen	102103 mm3	Masa	102.104 g	275.6808 g	0.2756808 Kg	
Ctro de m.	x= 71 mm	Inercias	Px= 23549.767 g*mm2	63584.371 g*mm2		
	y= 0 mm		Py= 317106.994 g*mm2	856188.88 g*mm2		
	z= 2.459 mm		Pz= 332278.191 g*mm2	897151.12 g*mm2		
			lxx	24184.916	65299.273	6.5299E-05 Kg*m2
			lyy	841964.577	2273304.4	0.0022733 Kg*m2
		*	lzz	856500.625	2312551.7	0.00231255 Kg*m2



joint1		Densidad unitaria		Aluminio 3061 t6		
Volumen	517866 mm3	Masa	517.866 g	1398.2382 g	1.3982382 Kg	
Ctro de m.	x= -85.189 mm	Inercias	Px= 721857.212 g*mm2	1949014.5 g*mm2		
	y= 25.348 mm		Py= 6663904.24 g*mm2	17992541 g*mm2		
	z= 85.035 mm		Pz= 6755593.41 g*mm2	18240102 g*mm2		
		*	lxx	7818116.59	21108915	0.02110891 Kg*m2
			lyy	14166791.1	38250336	0.03825034 Kg*m2
		*	lzz	7827700.82	21134792	0.02113479 Kg*m2



brazo1		Densidad unitaria		Aluminio 3061 t6	
Volumen	108296 mm3	Masa	108.296 g	292.3992 g	0.2923992 Kg
Ctro de m.	x= 6.034 mm	Inercias	Px= 24875.291 g*mm2	67163.286 g*mm2	
	y= 0 mm		Py= 479947.843 g*mm2	1295859.2 g*mm2	
	z= 80.902 mm		Pz= 499401.962 g*mm2	1348385.3 g*mm2	



brazo2		Densidad unitaria		Aluminio 3061 t6	
Volumen	68298.9 mm3	Masa	68.299 g	184.4073 g	0.1844073 Kg
Ctro de m.	x= 4.763 mm	Inercias	Px= 15574.974 g*mm2	42052.43 g*mm2	
	y= 0 mm		Py= 144012.807 g*mm2	388834.58 g*mm2	
	z= 57.5 mm		Pz= 158555.037 g*mm2	428098.6 g*mm2	



brazo3		Densidad unitaria		Aluminio 3061 t6	
Volumen	586885 mm3	Masa	586.885 g	1584.5895 g	1.5845895 Kg
Ctro de m.	x= 32.775 mm	Inercias	Px= 2272734.36 g*mm2	6136382.8 g*mm2	
	y= 29.307 mm		Py= 2515278.79 g*mm2	6791252.7 g*mm2	
	z= -0.423 mm		Pz= 4097131.66 g*mm2	11062255 g*mm2	



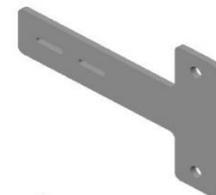
brazo4		Densidad unitaria		Aluminio 3061 t6	
Volumen	363521 mm3	Masa	363.521 g	981.5067 g	0.9815067 Kg
Ctro de m.	x= 35.741 mm	Inercias	Px= 1120399.02 g*mm2	3025077.4 g*mm2	
	y= -36.687 mm		Py= 2364318.79 g*mm2	6383660.7 g*mm2	
	z= 5.336 mm		Pz= 2685256.19 g*mm2	7250191.7 g*mm2	



antebrazo		Densidad unitaria		Aluminio 3061 t6	
Volumen	95578.9 mm3	Masa	95.579 g	258.0633 g	0.2580633 Kg
Ctro de m.	x= 0 mm	Inercias	Px= 21637.42 g*mm2	58421.034 g*mm2	
	y= 103.039 mm		Py= 653128.04 g*mm2	1763445.7 g*mm2	
	z= 4.464 mm		Pz= 671031.541 g*mm2	1811785.2 g*mm2	



mano		Densidad unitaria		Aluminio 3061 t6	
Volumen	105721 mm3	Masa	105.721 g	285.4467 g	0.2854467 Kg
Ctro de m.	x= 3.175 mm	Inercias	Px= 102097.026 g*mm2	275661.97 g*mm2	
	y= -123.4 mm		Py= 551212.038 g*mm2	1488272.5 g*mm2	
	z= 0 mm		Pz= 652598.577 g*mm2	1762016.2 g*mm2	



6.350

agarre		Densidad unitaria		Aluminio 3061 t6	
Volumen	33119.3 mm3	Masa	33.119 g	89.4213 g	0.0894213 Kg
Ctro de m.	x= 0.251 mm	Inercias	Px= 27283.084 g*mm2	73664.327 g*mm2	
	y= -0.003 mm		Py= 77216.132 g*mm2	208483.56 g*mm2	
	z= 24.782 mm		Pz= 103868.702 g*mm2	280445.5 g*mm2	



ANEXOS C

RUTINA PARA RECUPERACIÓN DE MOVILIDAD [21]

Puede ser para después de una cirugía, siempre y cuando este indicado y haya pasado el tiempo de sanación postquirúrgica para comenzar la rehabilitación.

Cosnideraciones:

- Puede durar 1 hora aprox.
- Puede realizarse de 2 a 3 veces al día.

Tomando en cuenta la valoración del paciente y la acción previa quizás de otros agentes físicos y la intervención del terapueuta, como plan de un tratamiento que inicia de manera progresiva y con calentamientos previos.

- Valoración goniométrica de ROM (Range of motion)
- Respetar el límite del dolor

- Programación de exoesqueleto
- Evitar cualquier tipo de compensaciones en las movilizaciones
- Posición del paciente en sedestación o bipedestación

Flexión

1. Elevación de hombro / flexión en plano sagital (hasta ROM permitido por el paciente o respetando el límite de dolor).
2. 10 repeticiones

Descansar de 10 a 15 segundos

Extensión

1. Extensión en plano sagital (hasta ROM permitido por el paciente o respetando el límite de dolor).
2. 10 repeticiones

Descansar de 10 a 15 segundos

Flexión/extensión continua y progresiva en una sesión (a manera pendular)

Comenzar con una flexión a de 10° y seguir con una extensión de 10°, seguir con una flexión de 15° y continuar con extensión de 15°; aumenta r de 5° en 5°, hasta llegar al ROM de la extensión del paciente; suponiendo que es de 40°, se llegará a una extensión

de 40° continuando con la extensión de 40°, seguir con una flexión de 45° y la extensión continúa hasta 40°; seguir aumentando la flexión de 5° en 5° con su debida extensión hasta 40, hasta llegar a la máxima extensión del paciente.

Descansar de 10 a 15 segundos

Flexión horizontal

1. ABD de 90° con MS extendido, partiendo de esa posición y regresando a ella realizar el movimiento. (El ejercicio puede variar partiendo de diferentes ángulos). 2. 10 Repeticiones.

Flexión horizontal con ADD

1. En PA hacer ADD máxima (por en frente del tronco). 2. 10 Repeticiones.

Descansar de 10 a 15 segundos

Rotación interna en PA

1. En PA realizar 10 repeticiones de rotación interna. Movimiento combinado de pronosupinación y antepulsión.

Rotación externa en PA

1. En PA realizar 10 repeticiones de rotación externa. Movimiento combinado de pronosupinación y retropulsión.

Descansar de 5 segundos

Rotación interna con flexión de codo y posición neutra

1. Realizar 10 repeticiones de rotación interna 2. Cuidar que no se realice abd de hombro, es decir, evitar despegar el brazo del tronco.

Rotación externa con flexión de codo y posición neutra

1. Realizar 10 repeticiones de rotación externa 2. Cuidar que no se realice abd de hombro, es decir, evitar despegar el brazo del tronco. 3. Descansar de 5 segundos

Descansar de 10 segundos

Rotación interna con flexión de hombro a 90° y flexión de codo

1. Realizar 10 repeticiones de rotación interna

Rotación externa con flexión de hombro a 90° y flexión de codo

1. Realizar 10 repeticiones de rotación externa

Descansar de 10 segundos

Rotación interna con flexión de hombro a 90° y todo el miembro superior extendido

1. Realizar 10 repeticiones de rotación externa

Rotación externa con flexión de hombro a 90° y todo el miembro superior extendido

1. Realizar 10 repeticiones de rotación externa

Descansar de 10 segundos

ABD-ADD

1. Partiendo de PA abducir hombro de 10° en 10° hasta llegar al ROM de abd del paciente; combinando con ADD, es decir elevo en ABD a 10° y regreso a PA inicial; elevo a 20° de abducción y regreso a PA. (Hasta llegar a la máxima ABD).

Descansar de 10 segundos

2. Realizar ABD completa con ADD.

10 Repeticiones.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] S. Panich, "Kinematic Analysis of Exoskeleton Suit for Human Arm", *Journal of Computer Science*, vol. 6, pp. 1272-1275, 2010.
- [2] Redacción Onmeda, ".Anatomía de los hombros", disponible en http://www.onmeda.es/anatomia/anatomia_hombros.html, 19 de marzo 2012
- [3] H. M. Koslowski, "Spinal Cord Injury: Functional Outcomes in 2009 and Beyond", *Northeast Florida Medicine*, vol. 60, pp. 32-35, 2009.
- [4] G. Guthart, J. Kenneth Salisbury Jr, "The intuitive telesurgery system: Overview and application", in *Proceedings of the 2000 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, San Francisco, CA, 2000, pp 618-622.
- [5] S. N. Roderick, C. R. Carignan, ".An Approach to Designing Software Safety Systems for rehabilitation robots", in *Proceedings of the 2005 IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Chicago, IL, 2005.
- [6] E Cavallaro, J Rosen¹, et all, "Hill based model as a microprocessor for a neural controlled powered exoskeleton arm". in *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Barcelona, Spain, April 2005.
- [7] N.G. Tsagarakis, Darwin G. Caldwell, "Development and control of a soft-actuated exoskeleton for use in physiotherapy and training", in *Autonomous Robots*, July 2003, volume 15, pp 21-33.

- [8] H. Kazerooni, ".Extenders: A case study for Human-Robot Interaction via Transfer of Power and Information Signals", Plenary Speaker at the 2nd IEEE International Workshop on Robot and Human Communication, Tokyo, Japan. November, 1993.
- [9] A. Navarro, C. Alegre, "Monografías medico-quirúrgicas del aparato locomotor: El hombro", Masson, 1997.
- [10] H. Hislop, J. Montgomery, "Técnicas de Balance Muscular", Ed: 7, Elsevier, 2003.
- [11] T. Nef, R. Riener, "Shoulder Actuation Mechanisms for Arm Rehabilitation Exoskeletons", in Proceedings of the 2nd Biennial IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, Scottsdale, AZ, USA, October 19-22, 2008
- [12] W. T. Dempster, "Space requirements of the seated operator". WADC-55-159, AD-087-892. Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1955.
- [13] C. E. Clauser, J. T. Mcconville, J. W. Young, "Weight, volume and center of mass of segments of the human body". AMRL-TR-69-70. Aerospace Medical Research Laboratory, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1969.
- [14] R. J. Drillis, R. Contini, "Body segment parameters". BP174-945, Tech.Rep. No 1166.03, School of engineering and science, New York University, New York, 1966.
- [15] A. N. Standard, "Human factors engineering -Design of medical devices ", ed. 1110. N. Glebe Road, Suite 220 Arlington: Association for the Advancement of Medical Instrumentation, 2009.
- [16] J. C. P. a. J. Rosen, "Design of a 7 Degree of Freedom Upper-Limb Powered Exoskeleton "presented at the BioRob 2006- The first IEEE / RASEMBS International Conference on Biomedical Robotics and... Tuscany, Italy, 2006.

- [17] F. R. A. Frisoli, et al... ".A new force-feedback arm exoskeleton for haptic interaction in Virtual Environments,"presented at the Proceedings of the First Joint Eurohaptics Conference and... 2005.
- [18] M. Liszka, "Mechanical Design of a Robotic Arm Exoskeleton for Shoulder Rehabilitation,"University of Maryland, 2006.
- [19] M. W. Spong, S. Hutchinson, and M. Vidyasagar, ".Robot Modeling and Control", 2005.
- [20] R. Kelly, V. Santibáñez, ".Control de Movimiento de Robots Manipuladores", Prentice Hall, 2003.
- [21] M. de la Torre Jiménez, Artista visual y estudiante de Fisioterapia.