

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE MÉXICO
FACULTAD DE MEDICINA
LICENCIATURA EN BIOINGENIERÍA MÉDICA
DEPARTAMENTO DE EVALUACIÓN PROFESIONAL



“MODELO CONCEPTUAL DE UN DISPOSITIVO ASISTENTE DE MOVIMIENTOS DE CODMAN Y CHANDLER PARA REHABILITACIÓN DE HOMBRO EN PERSONAS ADULTAS MEXICANAS”

TESIS

PARA OBTENER EL TÍTULO DE LICENCIADO EN BIOINGENIERÍA MÉDICA

PRESENTA

P.L.B.M. GABRIELA ELIZABETH MILLÁN GUADARRAMA

P.L.B.M. ROSA ISELA MONROY OSORNIO

DIRECTORA DE TESIS

DRA. ADRIANA HERLINDA VILCHIS GONZÁLEZ

REVISORES

DR. EN C. EUGENIO TORRES GARCÍA

DRA. ADRIANA HERLINDA VILCHIS GONZÁLEZ

I.B. BERENICE MARTÍN RICO

TOLUCA, ESTADO DE MÉXICO, A 17 DE JUNIO DE 2021

*“MODELO CONCEPTUAL DE UN DISPOSITIVO ASISTENTE DE
MOVIMIENTOS DE CODMAN Y CHANDLER PARA
REHABILITACIÓN DE HOMBRO EN PERSONAS ADULTAS
MEXICANAS”*

DEDICATORIA

Índice

Resumen.....	13
Abstract	13
Capítulo 1: Introducción.....	15
1.1. Planteamiento del problema.....	15
1.2. Justificación	15
1.3. Meta de ingeniería	16
1.4. Objetivos.....	17
Objetivo general.....	17
Objetivos específicos.....	17
1.5. Alcances y limitaciones.....	17
Alcances.....	17
Limitaciones	18
1.6. Organización de tesis	18
Capítulo 2: Marco teórico	19
2.1. Anatomía del hombro.....	19
2.2. Articulación escapulohumeral	21
2.3. Estabilizadores pasivos y activos del hombro	22
2.4. Grados, planos y ejes de movimiento del hombro	23
2.4.1. Flexión y extensión	24
2.4.2. Aducción.....	25
2.4.3. Abducción.....	25
2.4.4. Rotación interna y externa.....	26
2.5. Fuerzas de contacto glenohumeral y fuerzas musculares	28
2.6. Lesiones comunes del hombro	32
2.7. Rehabilitación.....	33
2.7.1. Ejercicios de Codman	34
2.7.2. Ejercicios de Chandler	37
2.8. Método de Denavit Hartenberg	38
2.9. TRL	41
2.10. Escala de Usabilidad del Sistema (EUS)	41
2.10.1. Medición del puntaje	42
2.11. Medidas antropométricas de la población adulta mexicana	43
Capítulo 3: Estado del arte.....	45

Capítulo 4: Metodología	51
4.1. Análisis de requerimientos	53
4.1.1. Análisis estadístico (análisis cuantitativo y estimativo)	54
4.1.2. Análisis cualitativo	61
4.2. Modelo conceptual inicial	63
4.2.1. Cálculos para obtención de dimensiones	63
4.2.2. Diseño 3D en Solidworks®	69
4.2.3. Método de Denavit Hartenberg	78
4.2.4. Simulación en Matlab®	81
4.3. Ingeniería del producto	84
4.3.1. Material	84
4.3.2. Torques	85
4.3.3. Análisis de elemento finito	90
4.4. Interfaz gráfica de usuario (GUI)	94
4.5. Implementación de EUS	99
Capítulo 5: Resultados	101
Capítulo 6: Conclusiones	125
Trabajo a futuro	127
Referencias	129
Anexos	135
Anexo 1: Entrevista	135
Anexo 2: Planos	138
Anexo 3: Llanta de catálogo	148
Anexo 4: Engrane cónico	149
Anexo 5: Piñón	150
Anexo 6: Cremallera	151
Anexo 7: Plano explosionado	152
Anexo 9: Motor y reductor 2	155
Anexo 10: Parámetros de Orientamotor	157
Anexo 11: Motor y reductor 1	160
Anexo 12: Test EUS	162
Anexo 13: Videos de simulación de movimientos	163

Índice de figuras

Figura 1 Articulaciones del hombro. a) Articulación escapulohumeral. b) Articulación subdeltoidea. c) Articulación escapulotorácica. d) Articulación acromioclavicular. e) Articulación esternocostoclavicular.	20
Figura 2 Articulación escapulohumeral.....	21
Figura 3 Estabilizadores pasivos del hombro	22
Figura 4 Estabilizadores activos, músculos del manguito rotador.....	23
Figura 5 Ejes y planos anatómicos.....	23
Figura 6 Ejes de movimiento del hombro	24
Figura 7 Movimiento de extensión de hombro.....	25
Figura 8 Movimiento de flexión de hombro.....	25
Figura 9 Movimiento de aducción de hombro	25
Figura 10 Movimiento de abducción de hombro.....	25
Figura 11 Abducción de 0° a 180°.....	26
Figura 12 Rotación interna del hombro	26
Figura 13 Rotación externa del hombro.....	26
Figura 14 Movimientos pendulares de Codman: flexión y extensión	36
Figura 15 Movimientos pendulares de Codman: abducción y aducción.....	36
Figura 16 Movimientos pendulares de Codman: circunducción.....	36
Figura 17 Movimientos pendulares de Codman con peso.....	37
Figura 18 Ejercicio pendular de Chandler en posición decúbito prono.....	37
Figura 19 Sistema de coordenadas seleccionado.....	40
Figura 20 Medición del SUS	42
Figura 21 Método propuesto por Drillis y Contini	44
Figura 22 Vista lateral de prototipo I con hombro y codo a 90° de flexión.....	46
Figura 23 Mecanismo de 6 DOF de exoesqueleto para hombro.....	46
Figura 24 Prototipo virtual del exoesqueleto en SolidWorks®.....	47
Figura 25 Exoesqueleto MEDARM.....	47
Figura 26 Diagrama general de las etapas del proyecto de investigación.....	52
Figura 27 Diagrama específico de los pasos a realizar en cada una de las etapas del proyecto.....	52
Figura 28 Medidas antropométricas correspondientes a la estatura máxima.	64
Figura 29 Posición indicada para la ejecución de los ejercicios de Codman y Chandler con las medidas antropométricas.	64
Figura 30 Triángulo obtenido a partir de la posición del sujeto.....	64
Figura 31 Triángulo de referencia para ley de senos y cosenos.....	65
Figura 32 Triángulo de referencia que indica la altura (H) que el hombro se desplaza en el eje y.....	66
Figura 33 Representación del modelo conceptual y sus dimensiones.	67
Figura 34 Representación geométrica del robot en la posición inicial y con una amplitud del brazo de 40°.....	68
Figura 35 Vistas isométricas de la base.....	69
Figura 36 Vista isométrica de la tapa de la base.....	69
Figura 37 Vista isométrica del diseño de las llantas del modelo.	70
Figura 38 Vista isométrica del primer eslabón.....	70
Figura 39 Vista isométrica de la tapa del primer eslabón.....	71
Figura 40 Vista isométrica del segundo eslabón.....	71
Figura 41 Vista isométrica de tapa de compartimento para motor del segundo eslabón. .	72
Figura 42 Vista isométrica del eje.	72

Figura 43 Vista isométrica del tercer eslabón.....	73
Figura 44 Vista isométrica de la tapa del tercer eslabón.....	73
Figura 45 Vistas isométricas de los elementos de transmisión. De izquierda a derecha: engrane cónico que transmite el movimiento al segundo eslabón; piñón que se ubica en el segundo eslabón y transmite el movimiento a la cremallera que se encuentra en el tercer eslabón; cremallera.....	74
Figura 46 Soporte torácico para ejecución de ejercicios de Codman y Chandler.....	74
Figura 47 Guantes con velcro (representada en color azul) en cara anterior.	75
Figura 48 Polainas para movimientos de Chandler.....	75
Figura 49 Sistema de vistas americano.....	76
Figura 50 Vista explosionada del modelo conceptual.	77
Figura 51 Modelo geométrico mediante el método de Denavit Hartenberg.....	78
Figura 52 Inserción de estructuras de modelo 3D.....	82
Figura 53 Modelo 3D en V-Realm Builder.	83
Figura 54 Configuración de movimientos de eslabones del modelo 3D.....	83
Figura 55 Propiedades físicas y mecánicas de la aleación de aluminio 6061, obtenidas a partir del software SolidWorks®.....	84
Figura 56 Representación de la distancia del centro del piñón (línea azul localizada a 2.2cm) al centro del eslabón 3 (línea roja ubicada a 2.95cm), el valor de d corresponde a 0.75cm.....	88
Figura 57 Datos de salida de herramienta online Orientamotor.....	90
Figura 58 Estructuras a evaluar en Análisis de Elemento Finito (FEA): a) Base (estructura 1), b) Eslabón 1 y 2 (estructura 2), c) Eslabón 3 (estructura 3).....	92
Figura 59 Sujeción en estructuras, a) sujeción de estructura 1 (base), b) sujeción de estructura 2 (eslabón 1 y eje de unión con eslabón 2), c) sujeción de estructura 3 (cara inferior de eslabón 3).....	93
Figura 60 Fuerzas aplicadas a estructuras, a) base que recibe carga de 327.8500744N, b) cara interna de eslabón 2 que recibe fuerza de 113.2945167N, c) caras externas de eslabón 3 en contacto con brazo de paciente que reciben una fuerza equivalente a 71.21468457N.....	93
Figura 61 Pantalla inicial de la GUI.	94
Figura 62 Pantalla de registro de los datos del paciente.	95
Figura 63 Mensaje que indica que faltan campos por llenar.....	95
Figura 64 Mensaje de error del peso.	95
Figura 65 Mensaje de error de la estatura.	95
Figura 66 Pantalla de programación de los ejercicios.	96
Figura 67 Pantalla de ayuda.	96
Figura 68 Mensaje de error del número de repeticiones.	97
Figura 69 Mensaje de error de la amplitud del movimiento.	97
Figura 70 Mensaje de confirmación para iniciar los ejercicios.	97
Figura 71 Pantalla cargando.....	98
Figura 72 Pantalla de ejecución de los ejercicios.....	98
Figura 73 Pantalla de finalización de los ejercicios.	98
Figura 74 Pantalla para programar nuevos ejercicios.	99
Figura 75 Vista frontal de modelo conceptual final.....	101
Figura 76 Vista lateral de modelo conceptual final.....	102
Figura 77 Vista superior de modelo conceptual final.....	102
Figura 78 Vista inferior de modelo conceptual final.....	103
Figura 79 Vista isométrica superior de modelo conceptual final.	103
Figura 80 Vista isométrica inferior del modelo conceptual final.	104
Figura 81 Vista isométrica con corredera extendida y angulación a 40°.	104

Figura 82 Representación de paciente posicionado en respaldo con dispositivo en posición de home (inciso a) y movimiento de flexión a 40° (inciso b).....	105
Figura 83 Diagrama de bloques de control de modelo 3D.....	107
Figura 84 Diagrama completo de graficado y simulación de modelo 3D.....	107
Figura 85 Representación 3D, plano X, Y, Z de trayectoria de movimiento de circunducción.....	108
Figura 86 Representación 2D, plano Xy Y de trayectoria de movimiento de circunducción.....	109
Figura 87 Representación 2D, plano Y y Z de trayectoria de movimiento de circunducción.....	109
Figura 88 Representación 2D, plano X y Z de trayectoria de movimiento de circunducción.....	110
Figura 89 Representación 3D, plano X, Y, Z de trayectoria de movimiento de flexión-extensión.....	110
Figura 90 Representación 2D, plano X y Y de trayectoria de movimiento de flexión-extensión.....	111
Figura 91 Representación 2D, plano Y y Z de trayectoria de movimiento de flexión-extensión.....	111
Figura 92 Representación 2D, plano X y Z de trayectoria de movimiento de flexión-extensión.....	112
Figura 93 Representación 3D, plano X, Y, Z de trayectoria de movimiento de abducción-aducción.....	112
Figura 94 Representación 2D, plano X y Y de trayectoria de movimiento de abducción-aducción.....	113
Figura 95 Representación 2D, plano Y y Z de trayectoria de movimiento de abducción-aducción.....	113
Figura 96 Representación 2D, plano X y Z de trayectoria de movimiento de abducción-aducción.....	114
Figura 97 Deformación en pieza 1, a) pieza original, b) pieza con deformación.....	115
Figura 98 Deformación en pieza 2, a) pieza original, b) pieza con deformación.....	115
Figura 99 Deformación en pieza 3, a) pieza original, b) pieza con deformación.....	115
Figura 100 Estudio de Von Mises para estructuras, a) estudio de Von Mises para estructura 1, máximo valor obtenido 3.524e+05 N/m ² , b) estudio de Von Mises para estructura 2, máximo valor obtenido de 4.488e+04 N/m ² , c) estudio de Von Mises para estructura 3, máximo valor obtenido de 6.178e+04 N/m ²	116
Figura 101 Estudio de desplazamiento de las estructuras, a) desplazamiento máximo de 3.992e-03mm para algunas zonas de la estructura 1, b) desplazamiento máximo de 3.472e-05mm para algunas zonas de la estructura 2, c) desplazamiento máximo de 1.259e-03mm para algunas zonas de la estructura 3.....	117

Índice de tablas

Tabla 1 Rangos de movimiento del hombro	27
Tabla 2 Músculos que participan en la realización de los movimientos del hombro	27
Tabla 3 Fuerzas de contacto glenohumeral para 8 actividades de la vida diaria.....	29
Tabla 4 Fuerzas de los músculos a 60° de flexión.....	30
Tabla 5 Fuerzas de los músculos a 60° de abducción	30
Tabla 6 Fuerzas de los músculos a 30° de flexión y abducción.....	31
Tabla 7 Coeficientes de ecuaciones de regresión múltiple para estimar las propiedades de inercia de los segmentos del cuerpo.....	31
Tabla 8 Lesiones más frecuentes en hombro.....	32
Tabla 9 Medidas antropométricas de población adulta mexicana.....	43
Tabla 10: Encuestas realizadas a cada una de las instituciones.....	53
Tabla 11 Parámetros de eslabones mediante el algoritmo de Denavit Hartenberg.	79
Tabla 12 Características y descripción de motores empleados para el movimiento del modelo 3D.....	85
Tabla 13 Puntaje y calificación EUS por usuario.....	123

Resumen

La cantidad de personas que necesitan rehabilitación va en aumento, por tal motivo se requieren nuevos avances tecnológicos para prestar servicios a una población cada vez más grande. En particular, según el censo 2016 del Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS, por sus siglas), en México, aproximadamente el 10% de la población general de adultos experimentará un episodio de dolor de hombro en su vida, además, el dolor de hombro es causa común para la búsqueda de atención, ya que afecta las actividades de la vida diaria.

Como solución a esta problemática, han surgido dispositivos robóticos de rehabilitación que permiten realizar terapias con eficiencia y reducción de esfuerzos físicos, sin embargo, estos dispositivos no pueden igualar las trayectorias de ejercicios establecidos para la movilidad de los miembros a rehabilitar, además de que su adaptación a la antropometría mexicana es limitada.

En este proyecto de tesis se presenta el diseño de un modelo conceptual de un dispositivo de asistencia, que permita realizar los ejercicios de Codman y Chandler enfocado a la población adulta mexicana. Para el diseño de éste, se utiliza el software SolidWorks® y se realiza una adaptación del modelo en Matlab® para la simulación y evaluación de la movilidad de cada articulación. Además, se realiza una propuesta de componentes electrónicos y materiales, donde los últimos fueron verificados a través del análisis de elemento finito para cuantificar los esfuerzos y las deformaciones en el modelo 3D para valorar su viabilidad, por último, se hace una propuesta de interfaz gráfica de usuario diseñada en Matlab®.

Abstract

The number of people who need rehabilitation is increasing, for this reason new technological advances are required to provide services to a growing population. In particular, according to the 2016 census of the Mexican Institute of Social Security (IMSS, for its initials in Spanish), in Mexico, approximately 10% of the general adult population will experience an episode of shoulder pain in their life, also, shoulder pain is a common cause for seeking care, because it affects activities of daily living.

As a solution to this problem, robotic rehabilitation devices have emerged allowing to perform therapies with efficiency and reduction of physical effort, however, these devices cannot match the exercise trajectories established for the mobility of the members to be rehabilitated, in addition their adaptation to Mexican anthropometry is limited.

In this project, the design of a conceptual model of an assistance device is presented, which allows the Codman and Chandler exercises to be carried out, focused on the Mexican adult population. For its design, SolidWorks® software is used and an adaptation of the model is made in Matlab® to simulate and evaluate the mobility of each joint. Besides, a proposal is made for electronic and material components, where the latter were verified through finite element analysis to quantify the stresses and deformations in the 3D model to assess its viability, and finally, a graphical interface proposal is made for user designed in Matlab®.

Capítulo 1: Introducción

1.1. Planteamiento del problema

Las lesiones de hombro son muy comunes en el área clínica, la falta de congruencia entre las dos superficies óseas principales de contacto, el húmero y la escápula, favorecen la alta movilidad de la región lo que a su vez la hace más inestable y por consecuencia más propensa a sufrir algún tipo de lesión (1).

En la mayoría de los casos, las personas que padecen algún tipo de daño en el área del hombro requieren terapias de rehabilitación, las cuales incluyen varias sesiones y la ejecución de diferentes ejercicios para restituir y/o mejorar la función y movilidad del hombro, incluidos los ejercicios de Codman y Chandler.

En el caso de una lesión del manguito rotador, por ejemplo, la rehabilitación puede durar de 4 a 6 semanas, con sesiones de los ejercicios de 6 días a la semana, 2 veces al día con 10 repeticiones por movimiento (2). En hombro congelado, por otra parte, la fase de recuperación puede ser de 5 a 28 meses, en los cuales se requiere la realización de los ejercicios de 1 a 2 veces al día con 10 repeticiones por movimiento (3,4).

Para esto, los expertos al inicio de la terapia explican y muestran cómo se realizarán los ejercicios correspondientes de forma manual para ser ejecutados posteriormente. Una vez que se están realizando dichos movimientos, los especialistas corrigen a partir de una inspección visual, entonces los pacientes a lo largo de su sesión los seguirán haciendo de forma similar. A pesar de que existe retroalimentación, las personas siguen sin hacerlos adecuadamente, lo que retrasa el proceso de recuperación y la eficacia del ejercicio mismo, razones por la que es necesario más que una guía visual, es decir, se requiere de una tecnología de asistencia que sirva para incrementar, mantener o mejorar la función de la persona con discapacidad. Lo mencionado anteriormente se sabe a partir de lo reportado por fisioterapeutas del Hospital General Regional 251 IMSS (Instituto Mexicano del Seguro Social) ubicado en Metepec, Estado de México.

Por lo tanto, se plantea la siguiente pregunta de investigación:

¿Es posible elaborar un modelo conceptual de un dispositivo de asistencia para realizar los movimientos de Codman y de Chandler que esté dirigido a la población adulta mexicana?

1.2. Justificación

La importancia de esta investigación radica en la necesidad de contar con una herramienta o dispositivo en áreas de rehabilitación de los hospitales que sirva como

apoyo para las labores de los fisioterapeutas y a su vez beneficie a la realización de las actividades laborales y cotidianas de los pacientes.

Aproximadamente el 10% de la población general de adultos experimentará un episodio de dolor de hombro en su vida. El dolor de hombro es causa común para la búsqueda de atención, ya que afecta las actividades de la vida diaria (5).

La capsulitis adhesiva, por ejemplo, puede afectar entre 2 y 5% de la población en general (6).

Según estadísticas de la Secretaría del Trabajo y Previsión Social (STPS) en el 2010, a nivel nacional, los accidentes y lesiones durante el trabajo en miembro superior (excluyendo muñeca y mano) fueron en un total de 25,228 en hombres y 8,977 en mujeres (7), de los cuales, en el Estado de México se tiene un registro de 3,050 en hombres y 1,181 en mujeres (8).

Además, de acuerdo con el Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS) de 1995 a 2004 se realizaron 42,885 procedimientos quirúrgicos de mastectomías las cuales requieren de rehabilitación post quirúrgica (9). Es importante considerar que además de estas lesiones existen otras más derivadas de actividades de la vida cotidiana o la práctica de algún deporte que de igual forma requieren rehabilitación.

Por lo anterior, resulta conveniente realizar el diseño de un modelo conceptual de un dispositivo de asistencia que permita realizar los ejercicios de Codman y de Chandler, el cual una vez que se construya ayude a la rehabilitación de hombro y de forma particular a generar los siguientes beneficios: disminuir el dolor, mejorar la movilidad funcional, mantener las propiedades pasivas musculares como la elasticidad y extensibilidad, mantener las propiedades mecánicas de la cápsula articular y los ligamentos, y a nivel del sistema integumentario pueden contribuir a mantener la flexibilidad y movilidad de la piel de la zona comprometida (10).

Debido a que no existe evidencia de dispositivos similares en México o de alguna otra herramienta específica que brinde ayuda al fisioterapeuta y al paciente en la realización de los ejercicios de manera apropiada, esta investigación puede ser el inicio de nueva tecnología para rehabilitación de hombro.

1.3. Meta de ingeniería

Proponer un modelo conceptual para la asistencia de los movimientos de Codman y Chandler que permita verificar mediante simulación el alcance de los ángulos requeridos, las fuerzas de contacto glenohumeral y las posiciones alcanzadas para la rehabilitación, además de hacer una propuesta viable del tipo de materiales y elementos electrónicos que se requieren para su construcción física.

1.4. Objetivos

Objetivo general

Elaborar un modelo conceptual de un dispositivo de asistencia para la realización de los movimientos de Codman y de Chandler mediante Solidworks® de modelado 3D para la rehabilitación de hombro en población adulta mexicana.

Objetivos específicos

- a) Revisar el análisis biomecánico de la articulación glenohumeral del hombro mediante el estudio de las fuerzas de contacto glenohumeral y de los estabilizadores pasivos y activos con el fin de conocer cuáles son las estructuras anatómicas que interfieren en la realización de los ejercicios de Codman y Chandler.
- b) Verificar la forma adecuada de ejecución de ejercicios de Codman y Chandler mediante la ayuda de personal de rehabilitación para el diseño del modelo conceptual.
- c) Proponer el diseño del modelo conceptual de asistencia usando el software SolidWorks® con el fin de simular el comportamiento de éste.
- d) Realizar el análisis matemático del diseño propuesto mediante el método de Denavit Hartenberg para establecer las dimensiones, ángulos y posiciones alcanzadas por el modelo conceptual.
- e) Realizar simulaciones del modelo matemático en Matlab® con el fin de corroborar que el alcance de los ángulos y posiciones indicadas.
- f) Proponer materiales y componentes electrónicos viables para la posterior construcción del dispositivo de asistencia.
- g) Diseñar una interfaz gráfica complementaria al modelo 3D mediante el software de Matlab® a fin de evaluar su eficiencia con los usuarios primarios (fisioterapeutas).

1.5. Alcances y limitaciones

Alcances

- Diseñar un modelo conceptual de un dispositivo de asistencia de movimientos de Codman y Chandler hasta la etapa dos del TRL; etapa en la cual una vez que los principios básicos han sido estudiados, las aplicaciones prácticas pueden ser aplicadas a esos hallazgos iniciales.
- Llevar a cabo un modelo conceptual para un 90% de la población adulta mexicana.

- Identificación de los materiales y componentes electrónicos más viables para la construcción del modelo físico experimental a futuro.

Limitaciones

- No se cuenta con financiamiento por parte de alguna institución pública y/o privada para desarrollar un modelo físico experimental.

1.6. Organización de tesis

El presente documento está conformado por cinco capítulos principalmente, los cuales se describirán brevemente a continuación. El capítulo 1 se refiere a todo el contenido introductorio del documento, está conformado por el resumen general del proyecto, el planteamiento del problema y justificación, además, cuenta con la meta de ingeniería, el objetivo general y los objetivos específicos, que nos permitirán establecer los resultados esperados al finalizar dicha investigación, así mismo, al final de este capítulo se presentan los alcances y limitaciones. El capítulo 2 consta del marco teórico, el cual está constituido por una recopilación de conceptos teóricos, antecedentes e investigaciones previas donde está respaldado el proyecto. En el capítulo 3 se presenta el estado del arte, el cual recopila estudios previos relevantes a la investigación realizada en el presente trabajo, con la finalidad de contar con un sustento teórico relacionado a dicho proyecto. En el capítulo 4 se describe la metodología del proyecto, es decir, el conjunto de procedimientos utilizados para alcanzar la meta de ingeniería y los objetivos establecidos, desde el análisis de requerimientos hasta el diseño final del modelo conceptual. Por último, en el capítulo 5, se presentan los resultados obtenidos a partir de la metodología y la conclusión a la que se llegó, en la que se describen los principales puntos abordados y los hallazgos más importantes.

Capítulo 2: Marco teórico

En este apartado se presentan los fundamentos teóricos para la comprensión del proyecto titulado: Modelo conceptual de un dispositivo asistente de movimientos de Codman y Chandler para rehabilitación de hombro en personas adultas mexicanas. En la primera sección se incluyen definiciones y bases anatómicas de las articulaciones, se hace énfasis en la articulación de interés, es decir, en la articulación escapulohumeral. Posteriormente, se muestran los movimientos que puede realizar el hombro con sus correspondientes rangos y las lesiones que pueden causar anomalías. Después se analiza el modo en que deben ejecutarse los movimientos de Codman y Chandler, y finalmente, se presenta el estado del arte en el cual se incluyen investigaciones previas referentes a tecnologías para rehabilitación de hombro.

2.1. Anatomía del hombro

El hombro es la región que une el miembro superior al tronco, forma parte de éste, tanto anatómica como mecánicamente. Está delimitado topográficamente por la clavícula en su parte anterosuperior, la región mamaria en la parte anteromedial, los bordes superior y medial de la escápula en su parte posterior, y el plano transversal que pasa por el borde inferior del músculo pectoral mayor en su parte más distal (11).

Está constituido por un conjunto de cinco articulaciones (ver figura 1) cuya unión forma el llamado complejo articular del hombro, estas se dividen en 2 grupos (12):

- a) Primer grupo, formado por dos articulaciones:
 - Articulación escapulohumeral (glenohumeral): articulación auténtica (existe contacto de dos superficies de roce y deslizamiento con cartílago) desde el punto de vista anatómico. Es la articulación más importante de este grupo y la más próxima del miembro superior. Es una enartrosis (permite una gran movilidad en todos los sentidos) y está formada por la cabeza esférica del húmero que se articula con la fosa glenoidea de la escápula (ver figura 1, a). Esta articulación es blanco de la mayor parte de los procesos patológicos referidos a esta región.
 - Articulación subdeltoidea: es una articulación de deslizamiento. Desde un punto de vista anatómico puro, no se trata de una articulación verdadera, pero sí lo es desde un punto de vista fisiológico, ya que posee dos superficies deslizantes entre sí. La articulación subdeltoidea está unida a la escapulohumeral (ver figura 1, b). Desde el punto de vista mecánico, todo movimiento a nivel escapulohumeral origina otro de la articulación subdeltoidea.
- b) Segundo grupo, formado por tres articulaciones:
 - Articulación escapulotorácica: es también una articulación verdadera y de deslizamiento que permite tener movimientos entre la escápula y la parrilla costal (ver figura 1, c).

- Articulación acromioclavicular: articulación verdadera, situada en el extremo de la clavícula, es responsable directa de la unión de la extremidad al tronco. Pertenece al grupo de las artrodias (pequeños movimientos en todos los planos del espacio). Se compone por la articulación del acromion de la escápula y la cara externa de la clavícula (ver figura 1, d).
- Articulación esternocostoclavicular: articulación verdadera situada en el extremo interno de la clavícula. Pertenece al grupo de articulaciones en silla de montar. La extremidad de la clavícula se articula con el esternón y el cartílago de la primera costilla (ver figura 1, e). Ésta es una articulación doble porque hay dos superficies articulares en cada extremo del disco articular, donde la cápsula es el apoyo principal de la clavícula (1,2).

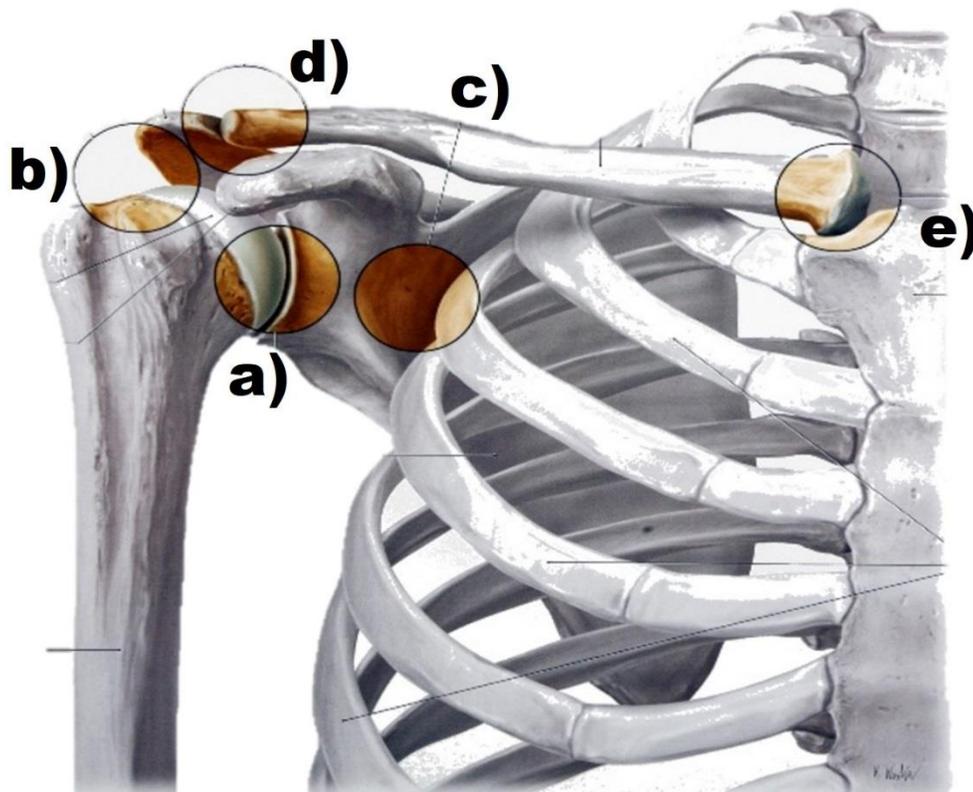


Figura 1 Articulaciones del hombro. a) Articulación escapulohumeral. b) Articulación subdeltoidea. c) Articulación escapulotorácica. d) Articulación acromioclavicular. e) Articulación esternocostoclavicular. Modificado de (13).

En este proyecto de investigación, la articulación de interés para el análisis biomecánico es la escapulohumeral, por tal motivo se detallarán más aspectos anatómicos a continuación.

2.2. Articulación escapulohumeral

Esta articulación se compone de dos superficies articulares muy diferentes entre sí, la cabeza humeral y la glenoides de la escápula (ver figura 2), que hacen de esta articulación la más móvil del cuerpo humano. Su estabilidad está proporcionada por las estructuras que rodean ambos extremos (14).

- a) Cabeza humeral: abarca prácticamente dos tercios de esfera lisa y regular, recubierta por cartílago en su totalidad, con un diámetro anteroposterior menor que vertical. Posee una inclinación característica que le permite articular correctamente con la glenoides. Esta inclinación es apreciable en el plano frontal, con un ángulo cervicodiafisario de 130 a 150°, y en el plano transversal un ángulo de retrotorsión de unos 30° con respecto a la línea que une ambos epicóndilos de la porción distal del húmero (eje transepicondíleo). La pérdida de la morfología regular de la cabeza humeral, ya sea de tipo traumático, degenerativo o avascular, condiciona una grave limitación funcional (11,15) .
- b) Glenoides: es una superficie cóncava en sentido vertical y anteroposterior, y con forma de coma invertida de convexidad posterior, cuyo extremo inferior, más ancho, sirve de superficie articular para la cabeza del húmero. El extremo posterosuperior termina en un tubérculo ligeramente más prominente para la inserción del tendón de la cabeza larga del bíceps. La coracoides está orientada hacia arriba (unos 5 a 15°), y dispuesta entre los 7° de retroversión y los 10° de anteversión (11,15).



Figura 2 Articulación escapulohumeral (16).

De todo lo antes expuesto, se debe tomar en cuenta la diferencia de superficie de la cabeza humeral respecto con su extremo óseo opuesto, es decir, la glenoides, debido que esto permite proporcionar una máxima movilidad para orientar la extremidad hacia cualquier punto del espacio. En este sentido, se le considera a la articulación escapulohumeral como una articulación incongruente, ya que sus superficies articulares son asimétricas, lo que ocasiona un contacto limitado entre ellas. La gran superficie convexa de la cabeza humeral tiene un contacto reducido con la pequeña y poco profunda cavidad glenoidea, lo cual genera poca estabilidad intrínseca (17).

Sin embargo, en parte, ambos extremos óseos se rodean de elementos que aumentan dicha congruencia, los cuales son llamados estabilizadores pasivos y activos del hombro.

2.3. Estabilizadores pasivos y activos del hombro

La cápsula articular y sus refuerzos, en particular el complejo ligamentoso glenohumeral inferior, junto con el rodete glenoideo, son los mecanismos estabilizadores primarios, pasivos o estáticos (ver figura 3) (17).

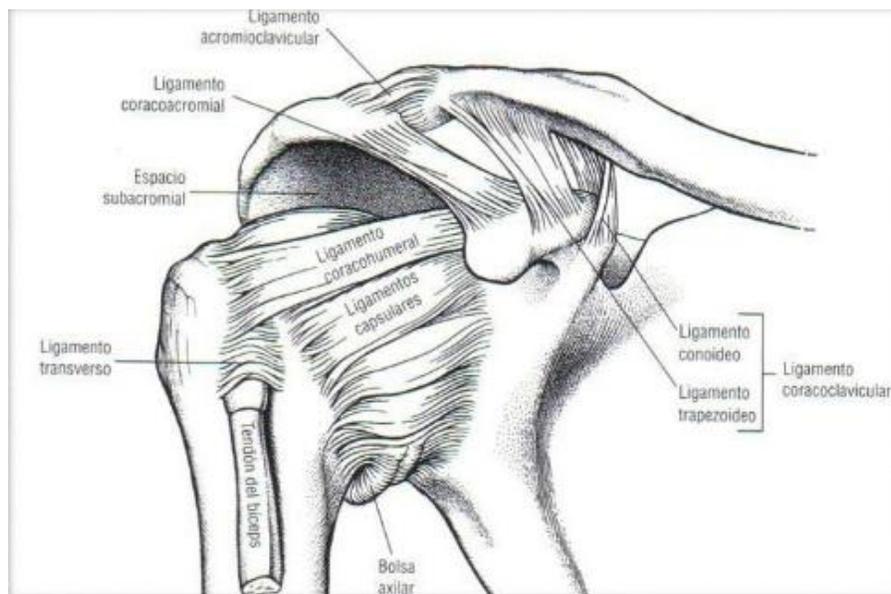


Figura 3 Estabilizadores pasivos del hombro (18).

Los estabilizadores secundarios, activos o dinámicos son los músculos del manguito rotador: supraespinoso, infraespinoso, redondo menor y subescapular (ver figura 4). La contracción de sus fibras musculares crea fuerzas compresivas que estabilizan la cabeza glenohumeral en la cavidad glenoidea. La cápsula articular tiene múltiples terminaciones nerviosas propioceptivas que captan posiciones extremas de la

articulación, y a través de un mecanismo reflejo que provoca una contracción del manguito de los rotadores, estabiliza la articulación glenohumeral (17).



Figura 4 Estabilizadores activos, músculos del manguito rotador (19).

En conjunto, todas las estructuras anatómicas del hombro logran la movilidad de esta región, pero también la limitan a ciertos rangos de movimiento, grados y ejes que son los que permiten realizar las actividades de la vida cotidiana.

2.4. Grados, planos y ejes de movimiento del hombro

El complejo articular del hombro tiene un total de 12 DOF (por sus siglas en inglés: Degrees of Freedom - grados de libertad), de los cuales 3 DOF corresponden a la articulación glenohumeral, 3 DOF a la articulación escapulotorácica, 3 DOF a la articulación esternoclavicular y 3 DOF a la articulación acromioclavicular. Esos tres DOF de cada articulación permiten orientar el miembro superior en relación con los tres planos del espacio y a los tres ejes principales (ver figura 5 y 6) (20). De esta manera, el hombro es capaz de realizar los tres pares de movimientos básicos (flexión/extensión, abducción/aducción y rotación interna/externa), y la suma de los tres grupos da como resultado la circunducción.

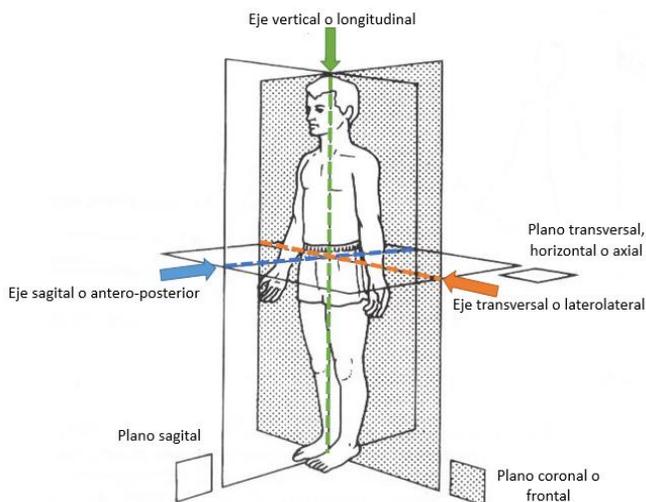


Figura 5 Ejes y planos anatómicos. Modificado de (21).

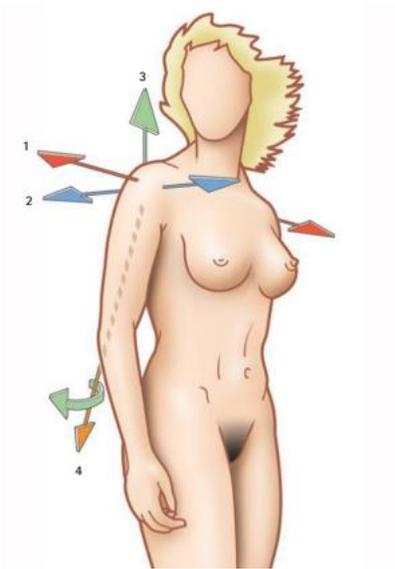


Figura 6 Ejes de movimiento del hombro (22).

- 1) Eje transversal (ver figura 6, eje 1), incluido en el plano frontal: permite los movimientos de flexión y extensión realizados en el plano sagital (ver figura 7 y 8).
- 2) Eje anteroposterior (ver figura 6, eje 2), incluido en el plano sagital: permite los movimientos de abducción y aducción realizados en el plano frontal (ver figura 9, 10 y 11).
- 3) Eje vertical (ver figura 6, eje 3), dirige los movimientos de flexión y de extensión realizados en el plano horizontal, el brazo en abducción de 90°. Estos movimientos también se denominan flexo-extensión horizontal.

Existe otro eje llamado longitudinal del húmero (ver figura 6, eje 4) el cual permite la rotación externa e interna del brazo (ver figura 12 y 13) y del miembro superior de dos formas distintas, la rotación voluntaria y la rotación automática (22).

En la siguiente sección se explica cada uno de los movimientos que puede ejecutar el hombro.

2.4.1. Flexión y extensión

Ambos movimientos se efectúan en el plano sagital, en torno a un eje transversal.

- a) Extensión: es un movimiento de poca amplitud, 45 a 50° (ver figura 7).
- b) Flexión: es un movimiento de gran amplitud, 180° (ver figura 8).

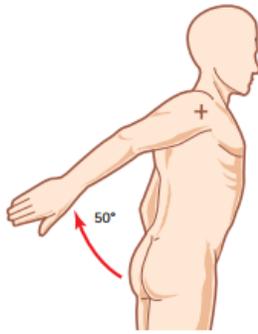


Figura 7 Movimiento de extensión de hombro (22).

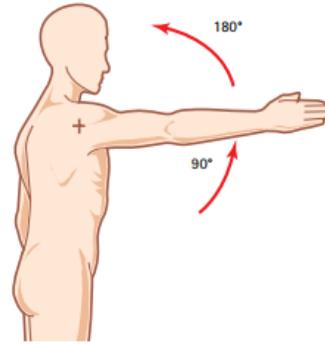


Figura 8 Movimiento de flexión de hombro (22).

2.4.2. 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:

- a) Una extensión (ver figura 9): aducción muy leve.
- b) Una flexión (ver figura 10): la aducción alcanza entre 30 y 45°.



Figura 9 Movimiento de aducción de hombro (22).

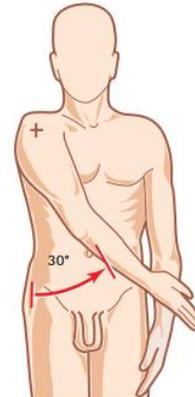


Figura 10 Movimiento de aducción de hombro (22).

2.4.3. Abducción

La abducción (ver figura 11) 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 va de 0° a los 180°. Cuando el brazo alcanza la máxima abducción, el brazo queda vertical por arriba del tronco (22).

En cuanto a las acciones musculares y el juego articular, la abducción pasa por tres fases:

- a) Abducción de 0° a 60° que puede efectuarse únicamente en la articulación glenohumeral.

- b) Abducción de 60° a 120° que necesita la participación de la articulación escapulotorácica.
- c) Abducción de 120° a 180° que utiliza, además de la articulación glenohumeral y la articulación escapulotorácica, la inclinación del lado opuesto del tronco.

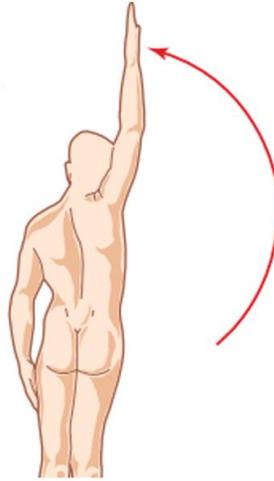


Figura 11 Abducción de 0° a 180° (22).

2.4.4. Rotación interna y externa

La rotación interna es el movimiento alrededor del centro de rotación del hombro, cuyo vector de movimiento angular se dirige a la línea media (ver figura 12) (17,23).

La rotación externa es el movimiento alrededor del centro de rotación del hombro, cuyo vector de movimiento angular se aleja de la línea media (ver figura 13).

Ambas rotaciones se realizan en un plano transversal y un eje supero-inferior (vertical).

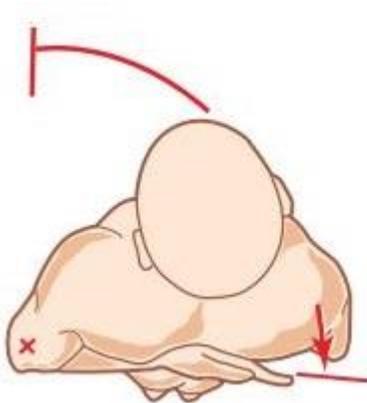


Figura 12 Rotación interna del hombro (22).

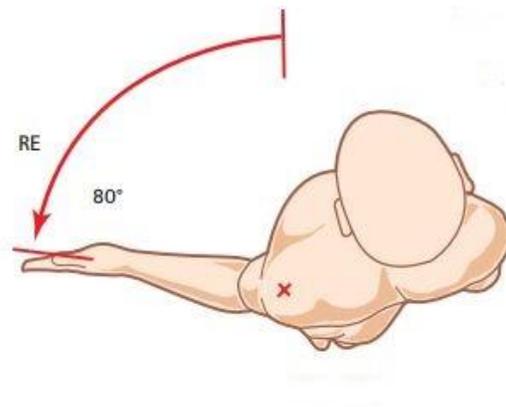


Figura 13 Rotación externa del hombro (22).

La tabla 1 contiene los rangos de todos los movimientos que realiza el hombro desde dos puntos de vista: los rangos determinados por la Asociación para el estudio de la Ontogénesis (AO) (24) y los rangos definidos por la Academia Americana de Cirujanos Ortopédicos (AAOS) (24).

Tabla 1 Rangos de movimiento del hombro (24).

Movimiento	Rango	
	AO	AAOS
Flexión	0-150°/170°	0-180°
Extensión	0-40°	0-60°
Abducción	0-160°/180°	0-180°
Aducción	0-30°	0°
Rotación medial (interna)	0-70°	0-70°
Rotación lateral (externa)	0-70°	0-90°

Para concluir este apartado, la tabla 2 muestra los músculos agonistas y antagonistas que se ven involucrados en la realización de cada uno de los movimientos mencionados con anterioridad.

Tabla 2 Músculos que participan en la realización de los movimientos del hombro (14).

Movimiento	Músculos principales (agonistas)	Músculos secundarios (antagonistas)
Flexión	Deltoides anterior Supraespinoso Coracobraquial	Pectoral mayor Bíceps braquial
Extensión	Deltoides posterior Dorsal ancho	Redondo mayor Tríceps braquial
Abducción	Deltoides medio Supraespinoso	Bíceps braquial

Tabla 2 Músculos que participan en la realización de los movimientos del hombro (continuación) (14).

Movimiento	Músculos principales (agonistas)	Músculos secundarios (antagonistas)
Aducción	Pectoral mayor	Dorsal ancho Redondo mayor Redondo menor
Rotación externa	Infraespinoso Redondo menor	Deltoides posterior Supraespinoso
Rotación interna	Subescapular	Redondo mayor Dorsal ancho Pectoral mayor

2.5. Fuerzas de contacto glenohumeral y fuerzas musculares

Las fuerzas de contacto glenohumeral se logran mediante la compresión de la cabeza humeral en la concavidad glenoidea a través de la contracción de los músculos que rodean el hombro, y la fuerza de la articulación se puede descomponer en 3 elementos: fuerza de compresión, fuerza de cizallamiento anterior-posterior y fuerza de cizallamiento superior-inferior (25).

El componente de la fuerza de compresión se dirige hacia el centro de la cavidad glenoidea, mientras que los componentes de las fuerzas de cizallamiento desestabilizan la articulación al mover la cabeza humeral hacia el borde glenoideo (25).

Las fuerzas que soporta la articulación varían dependiendo de la actividad que se realice. Por ejemplo, Anglin et al. (26) reportaron fuerzas de contacto glenohumeral del 240% BW (por su siglas en inglés: body weight-peso corporal) para levantar una maleta de 10 kg lateralmente, 180% BW para sostener una caja de 5 kg ventralmente y 170% BW en promedio para caminar con un bastón.

Bergman et al. (27) encontraron fuerzas de contacto glenohumeral de 70% BW para clavar un clavo, 65% BW para peinarse y 40% BW para conducir un automóvil, mientras que Charlton y Johnson (28) informaron que las fuerzas de contacto glenohumeral tenían un rango de 23% a 75% BW para 10 actividades funcionales incluyendo alimentación, higiene personal y levantamiento de objetos cotidianos.

Por otra parte, Klemm et al. en 2017 reportaron las fuerzas de contacto glenohumeral que actúan en 26 actividades de la vida diaria (29). La tabla 3 muestra solamente 8 actividades que se consideran relevantes para este proyecto de investigación, en

donde, la fuerza de contacto glenohumeral se indica como el porcentaje del peso corporal que ejerce fuerza durante cada actividad, la relación de la fuerza de cizallamiento superior-inferior con la fuerza de compresión se coloca como positiva cuando es superior y negativa cuando es inferior y la relación de la fuerza de cizallamiento posterior-anterior se indica positiva cuando es posterior y negativa cuando es anterior. Todos los datos se representan con la media y la desviación estándar (SD).

Tabla 3 Fuerzas de contacto glenohumeral para 8 actividades de la vida diaria (29).

Actividad	Fuerza de contacto glenohumeral (% BW)	Relación de la fuerza de cizallamiento superior (+) –inferior (-) con la fuerza de compresión	Relación de la fuerza de cizallamiento posterior (+) – anterior (-) con la fuerza de compresión
Manejar despacio hacia la derecha	35 (SD 11)	0.05 (SD 0.02)	-0.23 (SD 0.10)
Manejar despacio hacia la izquierda	45 (SD 13)	0.06 (SD 0.03)	-0.20 (SD 0.07)
Manejar rápido hacia la derecha	33 (SD 9)	0.02 (SD 0.01)	-0.19 (SD 0.05)
Manejar rápido hacia la izquierda	47 (SD 16)	0.09 (SD 0.04)	-0.23 (SD 0.08)
Abducción lenta	58 (SD 15)	0.28 (SD 0.09)	-0.23 (SD 0.08)
Abducción rápida	54 (SD 17)	0.30 (SD 0.14)	-0.18 (SD 0.08)
Flexión lenta	54 (SD 13)	0.13 (SD 0.05)	-0.19 (SD 0.06)
Flexión rápida	51 (SD 14)	0.14 (SD 0.06)	-0.14 (SD 0.05)

No obstante, los resultados del estudio demuestran que las cargas sustanciales a través del hombro con una fuerza de contacto exceden el 50% del peso corporal en 10 de las 26 actividades de la vida diaria. La relación de las fuerzas de cizallamiento glenohumeral con la fuerza de compresión excede 0.5 en 8 de las 26 actividades (29).

Almeida et al. (25) estudiaron tres posiciones de equilibrio: 60° de flexión, 60° de abducción y 30° de abducción y flexión a través de un modelo físico a escala real de la articulación del hombro. Los resultados arrojaron los músculos que actúan como agonistas o antagonistas con su respectiva diferencia de longitud y fuerza que ejerce al realizar la posición solicitada. Las tablas 4, 5 y 6 muestran de manera específica los resultados para cada una de las posiciones.

En la columna de diferencia de longitud se encuentran valores negativos, los cuales indican que el músculo actúa como agonista, es decir, se contrae y su longitud es menor a la que se tiene en la posición anatómica de referencia, mientras que, si el valor es positivo, el músculo actúa como antagonista, es decir, se alarga.

Por otra parte, la tercera columna indica la fuerza en Newtons (N) que cada músculo ejerce al realizar el movimiento correspondiente y en la cuarta columna se muestra en porcentaje la contribución que representa la fuerza de cada músculo respecto a la fuerza total requerida para realizar el movimiento, por tanto, si se suman los valores de la contribución de la fuerza se debe obtener el 100%. Finalmente, la quinta columna indica si el músculo actúa como agonista o antagonista en cada una de las posiciones mencionadas.

Tabla 4 Fuerzas de los músculos a 60° de flexión (25).

Músculo	Diferencia de longitud (mm)	Fuerza del músculo (N)	Contribución de la fuerza (%)	Acción del músculo
Deltoides anterior	-303	60.60	24.40	Agonista
Pectoral mayor	-279	55.80	22.46	Agonista
Coracobraquial	-99	19.80	7.97	Agonista
Infraespinoso	60	12	4.83	Antagonista
Redondo menor	30	6	2.42	Antagonista
Redondo mayor	171	34.2	13.77	Antagonista
Dorsal ancho	300	60	24.15	Antagonista

Tabla 5 Fuerzas de los músculos a 60° de abducción (25).

Músculo	Diferencia de longitud (mm)	Fuerza del músculo (N)	Contribución de la fuerza (%)	Acción del músculo
Supraespinoso	-216	43.2	38.3	Agonista
Deltoides	-174	34.8	30.85	Agonista
Cabeza larga del bíceps braquial	-66	13.2	11.7	Agonista
Subescapular	-27	5.4	4.79	Agonista
Infraespinoso	-51	10.2	9.04	Agonista
Redondo menor	30	6	5.32	Antagonista

Tabla 6 Fuerzas de los músculos a 30° de flexión y abducción (25).

Músculo	Diferencia de longitud (mm)	Fuerza del músculo (N)	Contribución de la fuerza (%)	Acción del músculo
Pectoral mayor	-438	87.6	55.94	Agonista
Coracobraquial	-117	23.4	14.94	Agonista
Redondo mayor	48	9.6	6.13	Antagonista
Dorsal ancho	180	36	22.99	Antagonista

Los resultados de este estudio también arrojan que la fuerza normal al eje humeral para una abducción de 60° es de 2.86 N y que el deltoides anterior, medio y posterior en la abducción soportan una fuerza de 10 N, 21 N y 4 N respectivamente (25).

Finalmente, Zatsiorsky, et al. realizaron un estudio en 100 sujetos masculinos para estimar los coeficientes de ecuaciones de regresión múltiple que permitieran obtener la masa de los segmentos que componen el cuerpo (30). En la tabla 7 se indican únicamente los valores requeridos para el cálculo de la masa del miembro superior.

Tabla 7 Coeficientes de ecuaciones de regresión múltiple para estimar las propiedades de inercia de los segmentos del cuerpo (30).

Segmento del cuerpo	B ₀	B ₁	B ₂
Parte superior del brazo	0.25000	0.03012	-0.00270
Antebrazo	0.31850	0.01445	-0.00114
Mano	-0.11650	0.00360	0.00175

A partir de los parámetros anteriores, los autores propusieron la ecuación 1, la cual permite obtener la masa de un segmento determinado mediante la masa corporal y la altura de un sujeto.

$$Y = B_0 + B_1 X_1 + B_2 X_2 \quad (1)$$

Donde:

Y: masa del segmento (kg)

X₁: peso del cuerpo (kg)

X₂: altura del cuerpo (cm)

B₀, B₁ y B₂: coeficientes de ecuaciones de regresión múltiple

Con los artículos vistos en este apartado podemos concluir que para el diseño del dispositivo, únicamente se debe tomar en cuenta el peso del miembro superior,

debido a que el modelo a diseñar tendrá la característica de ser un robot activo (ejercerá movimientos sobre el sujeto), mientras que el elemento pasivo será el paciente (no ejerce ningún tipo de fuerza sobre el dispositivo), por lo tanto, no se requiere un análisis de las fuerzas que los músculos en conjunto con la articulación glenohumeral generan durante los movimientos.

2.6. Lesiones comunes del hombro

Si bien, la articulación glenohumeral se rodea de diversos elementos que le permiten ser la articulación de mayor movilidad en todo el cuerpo, existen múltiples factores que pueden causar una lesión o limitar la funcionalidad del hombro. En la tabla 8 se presentan las principales lesiones que afectan al hombro con las causas asociadas a cada una de ellas.

Tabla 8 Lesiones más frecuentes en hombro (6,16,31).

Lesión	Descripción	Causas
Dislocación o luxación	Ocurre cuando la cabeza humeral se sale de la cavidad glenoidea y se separa del hombro.	Torceduras del hombro. Tensión excesiva sobre el hombro. Caída o golpe.
Esguince, torcedura, distensión o separación	Ocurre cuando se desgarran los ligamentos que conectan la clavícula con el hombro.	Golpe en el hombro. Caída en la que se resiste el golpe con la mano abierta.
Enfermedad del manguito rotador: tendinitis y bursitis	En la tendinitis del hombro, los tendones se inflaman (hinchazón, enrojecimiento y dolor) porque están atrapados entre partes del hombro. La bursitis ocurre cuando la bursa (cavidad llena de líquido situada en sitios tisulares donde tendones o músculos pasan sobre prominencias óseas cerca de las articulaciones) se inflama, infecta, sufre un traumatismo o se lesiona.	Artritis reumatoide. Practicar deportes que hacen uso excesivo del hombro. Realizar trabajos que requieren constantemente alcanzar cosas que están por encima de la cabeza.

Tabla 8 Lesiones más frecuentes en hombro (continuación) (6,16,31).

Lesión	Descripción	Causas
Desgarre del manguito rotador	Desgaste e inflamación de los tendones del manguito rotador.	Uso frecuente del hombro en ejercicios que requieren esfuerzos mayores. Envejecimiento.
Capsulitis adhesiva u hombro congelado	Pérdida progresiva de la movilidad pasiva del hombro y se acompaña de dolor difuso que predomina en la región anterolateral del hombro.	Falta de uso a causa de dolor crónico. Enfermedad reumática que empeora. Falta de líquido que ayuda al movimiento del hombro. Mastectomía radical modificada.
Fractura	Fisura en parte o en todo el hueso.	Golpes en el hombro. Caídas.

En todos los problemas de hombro mencionados en la tabla 8, el tratamiento sugiere estiramiento moderado y/o la realización de ejercicios para mejorar el rango de movimiento, fortalecer músculos y mejorar la función del hombro posterior a la lesión o después de un periodo de reposo (31), es decir, se requiere de un procedimiento de rehabilitación.

2.7. Rehabilitación

“La rehabilitación física y funcional es un proceso para las personas que presentan alguna discapacidad, sean temporales o permanentes con el fin de restablecer o compensar la pérdida funcional para un funcionamiento óptimo en interacción con el entorno, y de prevenir o disminuir el deterioro funcional. Para hacerlo, a la persona se le proponen ejercicios, se le dan consejos y medidas educativas, se proponen ayudas técnicas y se realizan adaptaciones del entorno” (32).

En particular, en el aspecto de tratamiento y rehabilitación, es el fisioterapeuta quien se interesa por identificar y maximizar la calidad de vida y el potencial de movimiento, es decir, mejorar los rangos de movilidad (32).

Es sabido que precipitar el inicio de la rehabilitación o la realización excesiva de los ejercicios puede causar inconvenientes tanto para el paciente como para el fisioterapeuta, por tal motivo, en cualquier ejercicio que se proponga, el fisioterapeuta es el encargado de controlar los parámetros que el paciente ejecute, tales como: la frecuencia de las sesiones, el tiempo de trabajo (comprende la iniciación o ida, el mantenimiento de la posición y el retorno a la situación inicial), la velocidad del ejercicio o el tiempo de las diferentes fases, el número de repeticiones

y el tiempo de reposo o de relajamiento entre dos maniobras sucesivas, la intensidad y la fuerza con que se realizan las diversas acciones. En este sentido, el fisioterapeuta sabe adaptar los parámetros antes mencionados en función del objetivo buscado y de la adaptación del paciente en cada sesión.

Para las lesiones de hombro de la tabla 8, existen diversos ejercicios y/o maniobras de rehabilitación, sin embargo, para fines de esta investigación se abordarán únicamente los ejercicios de Codman y Chandler, debido a que son indicados en una gran variedad de lesiones.

2.7.1. Ejercicios de Codman

Los ejercicios de Codman fueron descritos por Ernest Amory Codman quien estudió medicina en la universidad de Harvard, y es reconocido como el hombre precursor del triángulo del osteosarcoma y los ejercicios pendulares del hombro (17).

Fisiológicamente se conoce que estos ejercicios son una técnica que utiliza la fuerza de gravedad para distraer el húmero de la fosa glenoidea y ayuda a su vez a disminuir el dolor por medio de una tracción suave y movimientos oscilantes, lo cual produce el movimiento de las estructuras articulares y el líquido sinovial. Dentro de los efectos de esta modalidad terapéutica se encuentran los resultados sobre el tejido muscular, que provocan modificaciones de longitud y permiten mantener a la vez las características mecánicas y la función neuromuscular (17).

De acuerdo con los tipos de movimientos, los ejercicios de Codman se situarían dentro de la clasificación de movimientos pasivos. La movilización pasiva de una articulación pone en estado de acortamiento al grupo muscular que sería origen de este movimiento e impone un estiramiento de los músculos antagonistas. Esta movilización alternada de acortamiento-alargamiento impuesta al aparato muscular permite la secreción del líquido sinovial a su vez que mantiene los diferentes planos de deslizamiento que ponen en contacto los huesos, los músculos, las aponeurosis, los tabiques intermusculares y las bursas, junto con las propiedades pasivas musculares como la elasticidad y extensibilidad (17).

Cuando una articulación presenta una superficie convexa y una superficie cóncava como es el caso de la articulación glenohumeral, el desplazamiento angular no se hace respecto de un eje fijo sino a una sucesión de ejes. Este fenómeno contribuye también a la existencia de los movimientos de deslizamiento y de rodamiento. El detalle de los movimientos de deslizamiento y rodamiento de dos piezas articulares, una de forma convexa y otra de forma cóncava, depende de la pieza que es móvil y del sentido del desplazamiento. Las superficies cóncavas y convexas pueden ser móviles simultáneamente, esta situación corresponde a la realidad funcional de los movimientos articulares para los cuales, estrictamente hablando, nunca hay un segmento corporal fijo y otro móvil. Cuando una articulación que enfrenta piezas ovoides se moviliza respectivamente por sus dos polos, la pieza cóncava realiza un movimiento lineal de deslizamiento que le permite seguir en contacto. El interés del

deslizamiento es reducir el desplazamiento fisiológico articular y disminuir las presiones impuestas al cartilago (17).

En general, los ejercicios de Codman son utilizados como estrategia principal en pacientes que presentan hombro doloroso y que cursan una etapa aguda, y suelen combinarse con otras técnicas a fin de lograr una recuperación más efectiva. Actualmente no hay datos específicos para rangos de edades en los que funcionan, sin embargo, debido a que las lesiones de hombro afectan principalmente a los adultos, esta es la población en la que se han desarrollado la mayoría de los estudios que se han encontrado.

Bravo et al. (33) concluyó que la crioterapia y los ejercicios de Codman constituyen un tratamiento efectivo en la bursitis aguda del hombro. Estudios llevados a cabo por González et al. (34) mencionan los ejercicios de Codman como parte de la intervención kinesiológica, sin hacer gran énfasis en ellos, pero demuestran cómo su uso, en conjunto con diferentes tipos de intervención, mejoran la capacidad funcional de los pacientes. Además, Zúñiga (35) demuestra que al efectuar un diagnóstico temprano y oportuno de las lesiones de hombro, se puede realizar un tratamiento que busque rehabilitar la parte funcional del hombro permitiendo la realización de las actividades de la vida diaria y utilizando múltiples técnicas de ejercicios de hombro para mejorar el desempeño e independencia de la persona. Siguiendo la misma perspectiva, Long et al. (36) pretendía buscar la causa por la cual los ejercicios no siempre eran efectivos después de la cirugía de hombro y conocer si la razón era la inadecuada prescripción, finalmente por medio de un software pudieron mostrar la adecuada realización de los ejercicios de Codman.

Luego de hacer la revisión de los efectos biomecánicos y anatómicos que generan los ejercicios de Codman en la articulación del hombro, a continuación se describe la manera correcta de realizar los ejercicios de Codman de acuerdo con Suárez et al. (17).

Para la ejecución de estos ejercicios el usuario debe estar en posición bípeda, con el tronco flexionado a 90°, el miembro superior afectado pende hacia abajo en una posición entre los 60° y 90° de flexión. El movimiento pendular o balanceo del brazo se inicia haciendo que el paciente mueva el tronco ligeramente hacia atrás y hacia delante, y consiguientemente hacia los lados (ver figura 14 y 15) (17).

Se pueden hacer movimientos de flexión, extensión, abducción horizontal, aducción y circunducción, este último, hace referencia a un movimiento circular de un miembro o parte del mismo alrededor de un eje formado por la articulación sobre la que rota (37), la circunducción de hombro combina flexión, extensión, abducción y aducción, de modo que el movimiento describe una figura de un cono (ver figura 16) para así aumentar el arco de movilidad.

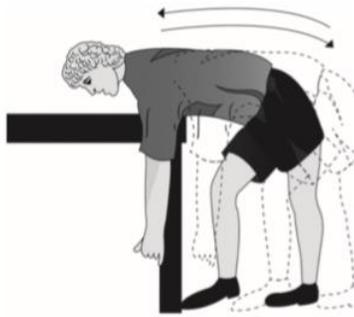


Figura 14 Movimientos pendulares de Codman: flexión y extensión (17).



Figura 15 Movimientos pendulares de Codman: abducción y aducción (17).

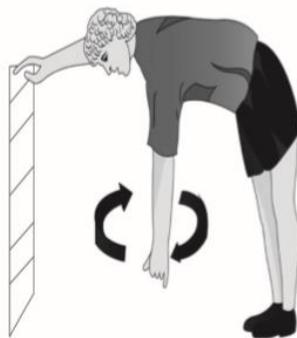


Figura 16 Movimientos pendulares de Codman: circunducción (17).

Cuando el paciente no es capaz de mantener el equilibrio inclinado hacia adelante, se puede aferrar a un objeto sólido o acostarse en decúbito prono, así mismo, cuando experimenta dolor de espalda la mejor opción es ubicarlo en decúbito prono. A medida que avanza la fase de intervención se puede adicionar un peso a la mano, es decir, ejecutar una rehabilitación activa, de forma que se provoque mayor fuerza de tracción de la articulación glenohumeral. Solo se debe utilizar carga cuando las maniobras conjuntas de estiramiento se indican al final de la fase aguda y crónica, y se debe tener en cuenta no sobrepasar un peso mayor a 5 libras (2.26 kilogramos) con el fin de generar una tracción que no cause daño o lesión en el hombro o una exacerbación del dolor (ver figura 17) (17).

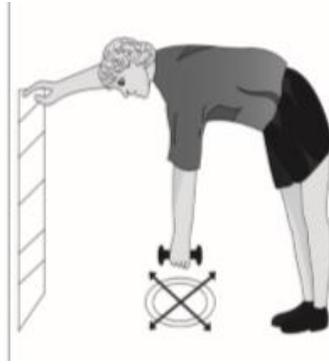


Figura 17 Movimientos pendulares de Codman con peso (17).

2.7.2. Ejercicios de Chandler

Son una variante de los ejercicios de Codman, los cuales además de agregar peso, buscan mayor comodidad, seguridad y soporte postural del paciente mediante la implementación de una camilla (38).

Originalmente se emplea una camilla especial que tiene un agujero a nivel del hombro por donde el paciente introduce el miembro afectado, mientras que el técnico realiza las movilizaciones; o se puede realizar en una camilla estándar; en ambos casos el paciente está acostado en decúbito prono, pegado al borde de la cama, el brazo afectado cuelga perpendicular al suelo (ver figura 18), con un peso de 1 a 2,5 kg sostenido pasivamente atado a la muñeca, el peso de 2.5 kg está determinado para una persona de 70 kg de peso, por lo que variará según el peso de la persona. Esto permitirá aumentar el espacio entre el húmero y el acromion (39).



Figura 18 Ejercicio pendular de Chandler en posición decúbito prono (39).

En la postura mencionada el manguito de los rotadores está más relajado que con la postura para los ejercicios de Codman. Desde esta posición se realizan movimientos pendulares del hombro. El paciente realiza el primer movimiento de forma activa, y luego se deja llevar por la inercia. Al igual que los ejercicios de

Codman, se trabajará en un arco de movimiento no doloroso que se irá incrementando según tolerancia del paciente (38,39).

Se balancea el brazo lesionado en flexión, extensión, movimiento lateral y rotación; esta posición es la más recomendada, en esta se logra una mayor relajación muscular alrededor del hombro, permite mayor amplitud del movimiento por el estiramiento del tejido conectivo de la articulación del hombro y mayor decoaptación (38,39).

Ambos tipos de ejercicios tienen los mismos efectos fisiológicos y son indicados en las mismas lesiones de hombro, su diferencia radica en que los ejercicios de Codman son prescritos para la primera fase del proceso de rehabilitación, y los ejercicios de Chandler se realizan una vez que el dolor disminuyó considerablemente (17). A continuación, se enlistan los efectos fisiológicos, las lesiones en que se indican y las contraindicaciones que ambos ejercicios producen:

- Efectos fisiológicos (39)
 - Aumentar circulación sanguínea
 - Disuelve adherencias de los tejidos blandos.
 - Distiende músculos y tendones contraídos.
 - Estimula y relaja la musculatura esquelética
- Indicaciones (2,39,40)
 - Hombro doloroso
 - Capsulitis adhesiva
 - Lesión del manguito rotador
 - Dolor por compresión
 - Disminución de la movilidad del hombro
 - Tendinitis
 - Bursitis
 - Mastectomía radical modificada
 - Post fractura
- Contraindicaciones (39)
 - Paciente con mucho dolor.
 - Inflamación de la cápsula articular.
 - Fractura reciente
 - Luxación
 - Anquilosis articular

El siguiente apartado hace una recopilación de estudios, métodos y sistemas robóticos diseñados en los últimos años y que son enfocados a la rehabilitación de hombro.

2.8. Método de Denavit Hartenberg

El método fue propuesto en 1955 por Denavit y Hartenberg, es un método matricial sistemático, que permite establecer sistemas de coordenadas ligados a cada

eslabón de un mecanismo, para así determinar la cinemática completa del mismo. Una vez definidos los sistemas de coordenadas (ver figura 19), es posible pasar de un sistema a otro a través de una serie de transformaciones básicas (rotaciones y traslaciones) que dependen exclusivamente de las características geométricas de cada eslabón; pudiendo así relacionar un sistema de coordenadas con otro, es decir, reduce el problema directo a encontrar la relación entre el desplazamiento espacial del sistema de coordenadas del efector final y el sistema de coordenadas de referencia (41,42).

Las transformaciones que se llevan a cabo son las siguientes:

- Rotación alrededor del eje Z_{i-1} un ángulo θ_i .
- Traslación a lo largo de Z_{i-1} una distancia d_i ; vector $(0,0, d_i)$.
- Traslación a lo largo de X_i una distancia a_i ; vector $(a_i, 0, 0)$.
- Rotación alrededor del eje X_i un ángulo α_i .

Donde:

θ_i : es el ángulo que forman los ejes X_{i-1} y X_i medido en un plano perpendicular al eje Z_{i-1} , mediante la regla de la mano derecha. Es un parámetro para articulaciones giratorias.

d_i : es la distancia a lo largo del eje Z_{i-1} desde el origen del sistema de coordenadas $(i - 1)$ ésimo hasta la intersección del eje Z_{i-1} con el eje X_i . En articulaciones prismáticas es un parámetro variable.

a_i : es la distancia a lo largo del eje X_i que va desde la intersección del eje Z_{i-1} con el eje X_i hasta el origen del sistema i -ésimo, en el caso de articulaciones giratorias. En el caso de articulaciones prismáticas, se calcula como la distancia más corta entre los ejes Z_{i-1} y Z_i .

α_i : es el ángulo de separación del eje Z_{i-1} y el eje Z_i , medido en un plano perpendicular al eje X_i , con la regla de la mano derecha.

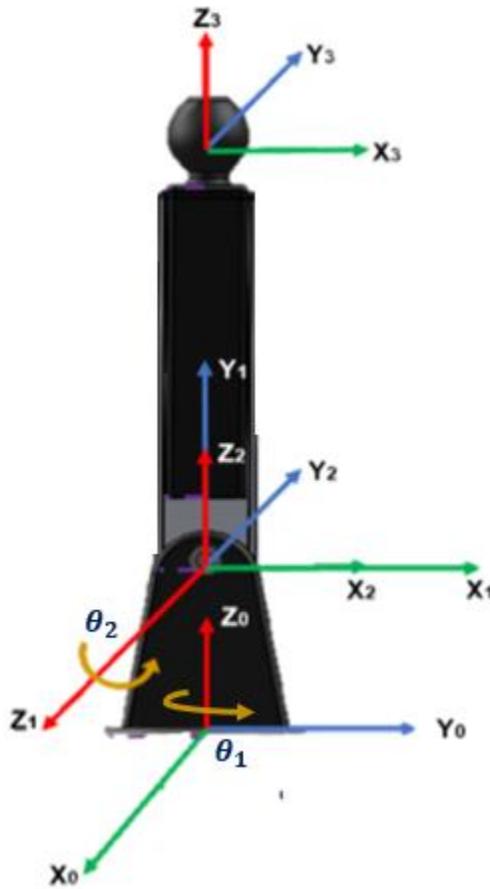


Figura 19 Sistema de coordenadas seleccionado.

Una vez obtenidos los parámetros de Denavit Hartenberg (θ_i, d_i, a_i y α_i) se calculan las matrices de transformación homogénea para cada uno de los sistemas coordenados, tal como se observa en la ecuación 2.

$${}^{i-1}A_i = \begin{bmatrix} C\theta_i & -C\alpha_i * S\theta_i & S\alpha_i * S\theta_i & a_i * C\theta_i \\ S\theta_i & C\alpha_i * C\theta_i & -S\alpha_i * C\theta_i & a_i * S\theta_i \\ 0 & S\alpha_i & C\alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

Donde ${}^{i-1}A_i$ corresponde a la matriz de transformación para pasar del sistema de coordenadas $i - 1$ al sistema de coordenadas i y las funciones trigonométricas, seno y coseno, han sido sustituidas por las letras "S" y "C" respectivamente, por consideraciones de espacio (41,42).

2.9. TRL

Los niveles de madurez de la tecnología, mejor conocidos como Technology Readiness Levels (TRLs) son una forma aceptada de medir el grado de madurez de una tecnología en particular (43,44).

Se consideran 9 niveles que se extienden desde los principios básicos de la nueva tecnología hasta llegar a sus pruebas con éxito en un entorno real (43):

- TRL 1: Principios básicos observados y reportados.
- TRL 2: Concepto y/o aplicación tecnológica formulada.
- TRL 3: Función crítica analítica y experimental y/o prueba de concepto característica.
- TRL 4: Validación de componente y/o disposición de los mismos en entorno de laboratorio.
- TRL 5: Validación de componente y/o disposición de los mismos en un entorno relevante.
- TRL 6: Modelo de sistema o subsistema o demostración de prototipo en un entorno relevante
- TRL 7: Demostración de sistema o prototipo en un entorno real.
- TRL 8: Sistema completo y certificado a través de pruebas y demostraciones.
- TRL 9: Sistema probado con éxito en entorno real.

Sin embargo, en este proyecto solo se llevarán a cabo los dos primeros niveles. El TRL 1 se cumple a través de la investigación del marco teórico y de las entrevistas que se llevarán a cabo durante la metodología, mientras que el TRL 2 se lleva a cabo mediante la propuesta del diseño del modelo conceptual.

2.10. Escala de Usabilidad del Sistema (EUS)

La Escala de Usabilidad del Sistema (SUS, por sus siglas en inglés System Usability Scale) es una de las primeras escalas que surgieron para evaluar la usabilidad de una interfaz o cualquier tipo de sistema (45).

Fue elaborada por John Brooke en 1986 y desde entonces ha demostrado ser un método confiable, sólido y válido para evaluar la usabilidad de los sistemas debido a que mide exactamente lo que se propone medir, incluso aun cuando es de las pruebas más baratas y rápidas (45,46).

La Escala de Usabilidad del Sistema es una escala Likert que consta de 10 preguntas/ítems (5 ítems positivos y 5 ítems negativos), las cuales se construyeron a partir de la definición de usabilidad basada en el ISO 9241-11: "el grado en el que un producto puede ser utilizado por usuarios específicos para lograr metas determinadas con efectividad, eficiencia y satisfacción en un contexto particular de uso". La eficacia significa que el usuario logre la tarea, eficiencia que el usuario

realice la tarea lo más rápido posible, y satisfacción la que siente el usuario al utilizar el sistema o la interfaz (46,47).

Los 10 ítems de la plantilla que pueden adaptarse para evaluar cualquier sistema son las siguientes:

1. Creo que me gustaría utilizar este sistema con frecuencia.
2. Encontré el sistema innecesariamente complejo.
3. Creo que el sistema fue fácil de usar.
4. Creo que necesitaría el apoyo de un técnico para poder utilizar este sistema.
5. Las funciones de este sistema estaban bien integradas.
6. Pensé que el sistema es muy inconsistente.
7. Me imagino que la mayoría de la gente aprendería a utilizar este sistema rápidamente.
8. Encontré el sistema muy difícil de usar.
9. Me sentí muy seguro al usar el sistema.
10. Necesité aprender muchas cosas antes de ser capaz de usar este sistema.

Cada una de las preguntas debe ser respondida/clasificada por los usuarios del 1 al 5 según su grado de acuerdo con la declaración que están leyendo, 5 significa que están completamente de acuerdo y 1 significa que están en total desacuerdo (46,47).

2.10.1. Medición del puntaje

Una vez que se aplicó el test a los usuarios, se siguen los siguientes pasos:

- Para cada una de las preguntas impares, reste 1 del puntaje.
- Para cada una de las preguntas pares, reste 5 del puntaje.
- Tome estos nuevos valores que ha encontrado y sume la puntuación total.
- Multiplique esto por 2.5.

El resultado de estos cálculos es el puntaje del sistema, en donde 100 hace referencia al máximo teórico que puede alcanzar el sistema. En cuanto menor es el puntaje, menos aceptable es para el usuario primario (ver figura 20) (46).

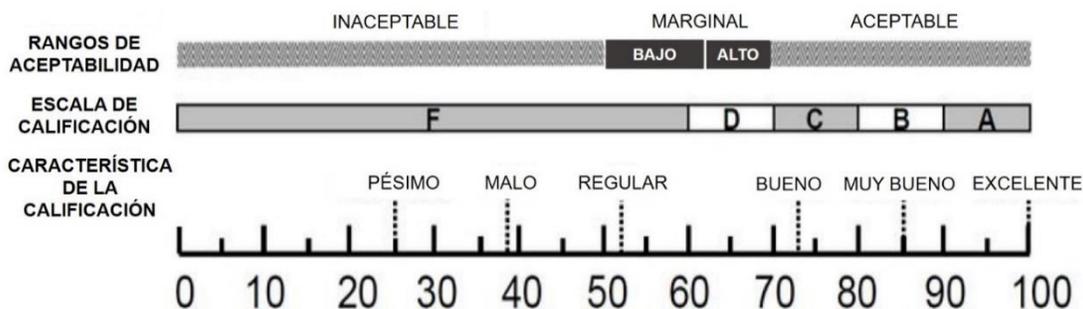


Figura 20 Medición del SUS. Modificado de (47).

2.11. Medidas antropométricas de la población adulta mexicana

Las medidas antropométricas correspondientes al miembro superior así como sus percentiles, se obtuvieron a partir del estudio realizado por Chaurand, et al .(48), en donde se midieron un total de 8228 sujetos con un rango de edad de 2 a 85 años, el muestreo fue por conveniencia, la definición de las dimensiones y el método para medir se basó en la “Técnica Antropométrica Estandarizada” (49). Dichos estudios muestran medidas antropométricas de habitantes de Guadalajara, Ciudad de México, Guanajuato y la zona fronteriza México-EUA. El total de población considerada para el estudio es de 2055, incluyendo hombres y mujeres en un rango de edad de 18 a 68 años, que abarcan del percentil 5 al 95 (incluyendo al 90% de la población). Las medidas antropométricas más relevantes para el diseño del modelo conceptual asistente de movimientos de Codman y Chandler se muestran en la tabla 9.

Tabla 9 Medidas antropométricas de población adulta mexicana.

Dimensión	Mínimo (5 Percentil)	Máximo (95 Percentil)	Rango
Peso (kg)	40.5	97.3	56.8
Estatura (cm)	147.1	181.6	34.5
Alcance brazo frontal (cm)	53.7	81.0	27.3
Alcance brazo lateral (cm)	58.1	84.3	26.2

Además de las medidas antropométricas de la tabla 9, encontramos un método sencillo para la determinación dimensional de los segmentos del cuerpo humano, el cual fue propuesto por Drillis y Contini (49) y se encuentra basado en un elevado número de medidas experimentales. El método consiste en que cada segmento del cuerpo equivale a un porcentaje de la altura total de cada persona, tal como se puede observar en la figura 21.

Por ejemplo, si se toma en cuenta un sujeto con una altura de 170cm (H) y se desea saber la altura de la planta del pie a los ojos (H_{po}), observando en la figura 21 vemos que para obtener dicha medida el valor correspondiente o porcentaje para multiplicar es $0.936H$, por lo tanto, realizamos el procedimiento de la siguiente forma:

$$H_{po} = 0.936 * H = 0.936 * 170\text{cm} = 159.12\text{cm}$$

Entonces sabemos que en esa persona la altura de la planta del pie a los ojos será de 159.12cm , de esta manera cualquier medida del segmento del cuerpo humano se puede obtener por la multiplicación de los valores mostrados en la imagen y la altura correspondiente al sujeto de estudio.

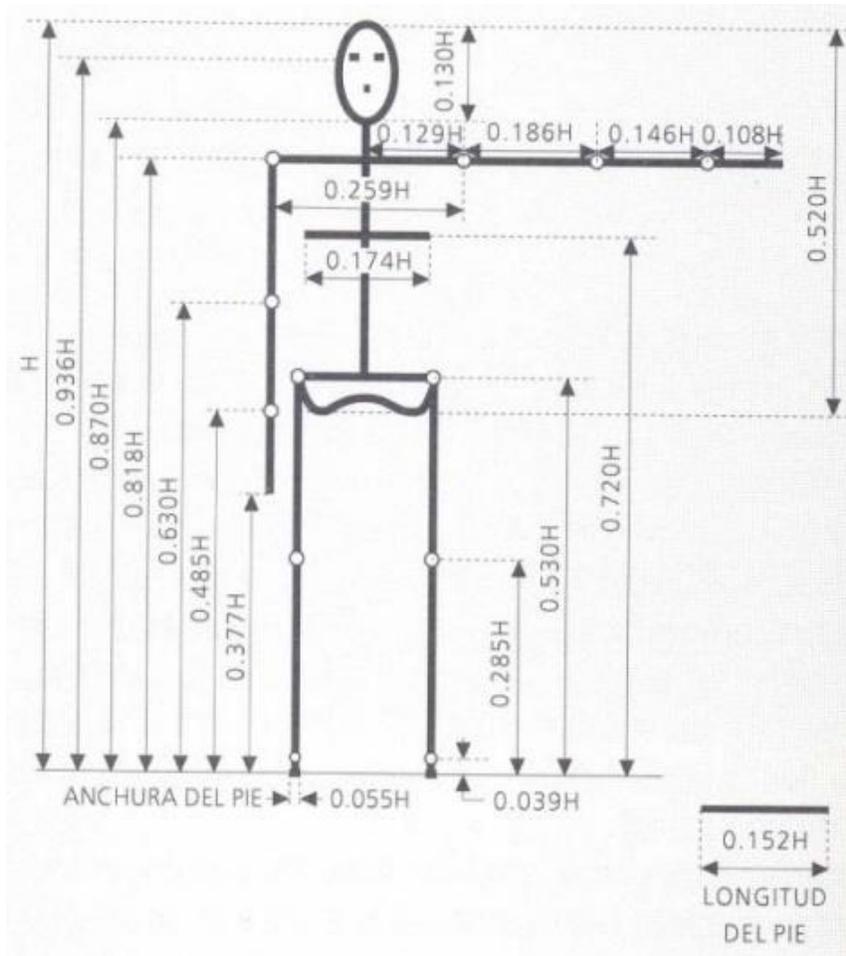


Figura 21 Método propuesto por Drillis y Contini (49).

Capítulo 3: Estado del arte

El número de personas con discapacidades aumenta día a día y se prevé que continúe aumentando a un ritmo alarmante, además, la cantidad actual de profesionales de la salud en terapia física es inadecuada para proporcionar rehabilitación a estos grandes grupos. No obstante, desde principios de los 90's, los investigadores han tratado de desarrollar una solución fácil y viable para este problema, tanto dispositivos de asistencia de tipo efector final como de tipo exoesqueleto. Sin embargo, solo unos pocos de ellos se han comercializado y se están utilizando en la rehabilitación de pacientes (50).

En las últimas décadas se han visto rápidos y grandes desarrollos de robots para la rehabilitación. Cuando se aplica apropiadamente, la terapia asistida por robot puede proporcionar una serie de ventajas sobre los enfoques convencionales, que incluyen un entorno de entrenamiento estandarizado, apoyo adaptable y la capacidad de aumentar la intensidad y las sesiones del tratamiento, al tiempo que reduce la carga física de los terapeutas (51). Los robots de rehabilitación son, por lo tanto, un medio ideal para complementar la terapia convencional en la clínica.

La robótica en rehabilitación es un campo relativamente joven, sin embargo, la idea de utilizar máquinas para ayudar a la rehabilitación de personas con discapacidad se remonta a la década de 1930, donde Richard Scherb desarrolló el "meridian", un aparato con cable para mover las articulaciones para la terapia ortopédica. La máquina de mecanoterapia con motor humano ya soportaba múltiples modos de interacción, que van desde pasivos hasta movimientos activos (51). Un primer sistema de rehabilitación robótica se basó en el concepto de movimiento pasivo continuo (CPM), un modo de interacción rígido en el que el robot mueve las articulaciones a lo largo de una trayectoria predefinida, independiente de la contribución del paciente (51). Los primeros exoesqueletos con potencia para aplicaciones terapéuticas se introdujeron en la década de 1970. Estos sistemas utilizaban actuadores neumáticos, hidráulicos o electromagnéticos (a través de cámaras y cables Bowden) para el control de posición (51).

Particularmente, en la rehabilitación del miembro superior, Carignan et al. (52) propusieron el diseño de un exoesqueleto de brazo con movimiento de escápula para rehabilitación de hombro (ver figura 22), que además, podía utilizarse para controlar el progreso en la fuerza, el rango de movimiento y el rendimiento de la tarea funcional.



Figura 22 Vista lateral de prototipo I con hombro y codo a 90° de flexión (52).

Koo et al. (53) plantearon un diseño novedoso de un exoesqueleto para el hombro (ver figura 23), el cual puede imitar por completo el movimiento de la cintura escapular del paciente en tiempo real y hace énfasis en la importancia de dicho movimiento para estabilizar y orientar el brazo durante las actividades diarias.

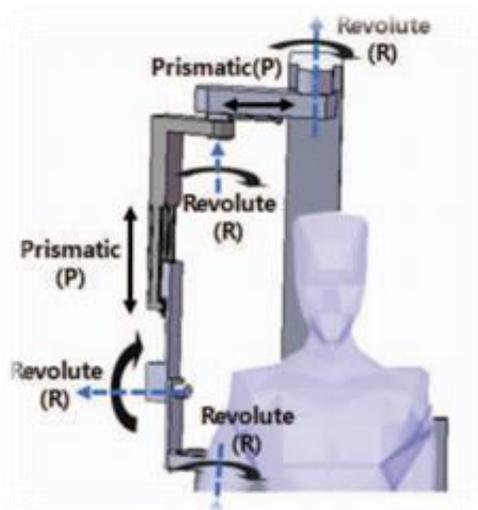


Figura 23 Mecanismo de 6 DOF de exoesqueleto para hombro (53).

Por otra parte, Sosa et al. (54) presentaron el diseño de un exoesqueleto enfocado a la población adulta mexicana con pérdida parcial de movilidad en el hombro (ver figura 24). El objetivo de dicha investigación fue desarrollar un exoesqueleto capaz de generar los 3 movimientos básicos del hombro (flexión-extensión, abducción-aducción y rotación interna-externa), considerando las medidas antropométricas de la población objetivo, donde el diseño fue validado cinemáticamente mediante simulaciones numéricas en los softwares Matlab® y ADAMS™ comprobando los rangos de movilidad de cada articulación.

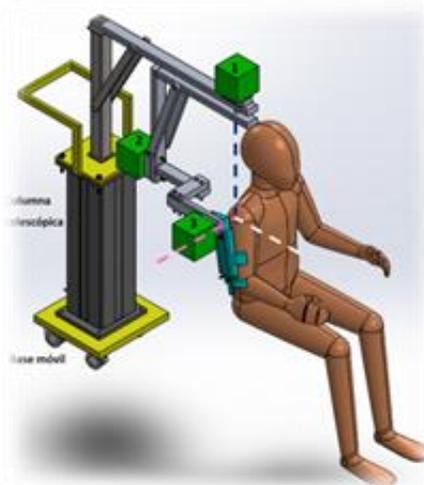


Figura 24 Prototipo virtual del exoesqueleto en SolidWorks® (54).

Brown et al. (55) propusieron un exoesqueleto robótico ajustable denominado MEDARM para la rehabilitación motora del complejo del hombro (ver figura 25), el cual proporciona control independiente de 6 DOF de la extremidad superior: dos en la articulación esternoclavicular, tres en la articulación glenohumeral y uno en el codo. Sus ejes articulares estaban organizados de manera óptima para imitar el espacio de trabajo natural de las extremidades superiores, al tiempo que se evitan configuraciones singulares y, se maximiza la capacidad de manipulación. Por lo tanto, el robot puede proporcionar cualquier nivel de asistencia de movimiento y compensación de gravedad.



Figura 25 Exoesqueleto MEDARM (55).

Por lo anterior, se puede mencionar que la cantidad de nuevos desarrollos para la rehabilitación de hombro ha sido menor respecto a la penetración de tecnologías en el entorno clínico, probablemente debido al enfoque basado en la tecnología de muchos grupos de ingeniería y la limitada interacción con terapeutas y clínicos. Si

bien unos pocos ensayos controlados aleatorios han confirmado la eficacia de la terapia asistida por robot equivalente a la de la terapia convencional de dosis ajustada, la mayoría de los dispositivos publicados nunca fueron evaluados clínicamente, o tal evaluación se limitó a estudios piloto en unos pocos pacientes (51). Por lo tanto, para una inclusión exitosa de robots en la rehabilitación, es fundamental el conocimiento sobre las bases fisiológicas o la recuperación de la función, por eso mismo, se requiere una estrecha colaboración entre los ingenieros y los terapeutas desde el comienzo de un desarrollo.

A continuación se mencionan ejemplos de estudios que buscan identificar la efectividad de la integración de dispositivos robóticos al área de rehabilitación, Mazzoleni et al. (56), realizaron un estudio para evaluar el estado actual de los tratamientos de rehabilitación combinados con dispositivos robóticos para la extremidad superior, sus conclusiones arrojaron que las terapias combinadas pueden ser más efectivas que las técnicas de tratamiento individuales. Por otra parte, Makihara et al. (57) evaluaron la viabilidad de utilizar un robot de una sola articulación para ayudar con la flexo-extensión del hombro en seis adultos sanos, los resultados indicaron que el robot empleado apoyó la flexión-extensión suave del brazo en la articulación del hombro, sin producir efectos negativos en los signos vitales, fatiga del hombro y dolor en el hombro. Se concluyó que el robot proporcionó asistencia segura y efectiva a la flexión-extensión del hombro del plano escapular en los seis adultos. Así mismo, Guang et al. (58) demostraron que la terapia asistida por el robot PARM (por sus siglas en inglés: parallel rehabilitation robot using impedance control) es efectiva en la mejora de la función de las extremidades superiores, esto se demostró a partir un experimento con un sujeto masculino de 23 años de edad.

No obstante, la robótica de rehabilitación tiene muchos problemas técnicos y no técnicos. Primero, el costo y el mantenimiento son los problemas más serios para la popularización; en segundo lugar, los robots de rehabilitación se utilizan cerca de los usuarios y, debido a esto, pueden ocurrir accidentes de proximidad, entonces para evitar lesiones al usuario final, los robots de rehabilitación recientes están diseñados para funcionar con una potencia extremadamente baja, lo que hace que solo trabajen con productos ligeros y solo se muevan lentamente, por lo tanto, las tareas que realizan se ven limitadas. Tercero, la mayoría de los usuarios tienen algún tipo de discapacidad física o mental, lo que hace difícil que operen un robot. Por ejemplo, en el caso de los robots pasivos requieren un esfuerzo por parte del paciente para su activación y funcionamiento, por lo tanto, si el usuario presenta algún tipo de limitante física el dispositivo no podrá funcionar de manera óptima. En el caso de personas con algún tipo de discapacidad mental como lo son los trastornos cognitivos, los pacientes podrían tener dificultad de entendimiento hacia la interfaz y el funcionamiento de los dispositivos robóticos, entonces, una interfaz humana efectiva y fácil de usar es una de las tecnologías clave para la robótica de rehabilitación, especialmente para robots de usos múltiples. Sin embargo, los

resultados mostraron que muchos de los problemas con los robots de rehabilitación todavía están centrados en la interfaz humana. La usabilidad debe mejorarse mediante la investigación y el desarrollo básicos, a la vez que los robots deben ser evaluados por los usuarios en una etapa temprana y considerando que la seguridad debe ser la principal preocupación en el diseño de los mismos (59).

Por otro lado, encontrar soluciones que aborden la rehabilitación y/o la asistencia funcional de las deficiencias motoras a este nivel tendría un impacto positivo notable para la calidad de vida de los beneficiarios y también desde una perspectiva socioeconómica (60). Por lo tanto, es importante indagar sobre las investigaciones que se realizan en esta área, todo con el fin de ofrecer alternativas confiables de dispositivos móviles ortopédicos de asistencia y rehabilitación, los cuales deben ser capaces de proporcionar una rehabilitación segura y continua y/o asistencia funcional.

Las investigaciones presentadas en el área de rehabilitación de hombro permitieron tener una visión más amplia de los dispositivos desarrollados e implementados hasta el momento, tener en cuenta recomendaciones en cuestión de seguridad hacia el usuario, importancia de un trabajo multidisciplinario, la necesidad de diseñar con base en los requerimientos de los usuarios primarios, además de algunos métodos analíticos para el desarrollo de sistemas robóticos.

Capítulo 4: Metodología

La metodología de este proyecto se dividirá en cinco etapas (ver figura 26), las cuales corresponden a:

- 1) Análisis de requerimientos: Obtención de información a partir de encuestas realizadas a especialistas del área de rehabilitación de la cual se generará un análisis estadístico cuantitativo y cualitativo, con la finalidad de conocer las características indispensables del modelo conceptual a diseñar. Así mismo, el diseño se basará en estudios sobre medidas antropométricas de población mexicana adulta.
- 2) Modelo conceptual inicial: constituida por el modelo 3D inicial en SolidWorks®, el modelo matemático de Denavit Hartenberg del mecanismo planteado, además de la simulación de los mismos mediante el software Matlab®.
- 3) Ingeniería del producto: se realizará una propuesta de los materiales y componentes electrónicos con el fin de obtener un análisis de fuerzas del modelo 3D de SolidWorks®. Dependiendo de los resultados se aceptará o replanteará la propuesta establecida. Para concluir esta etapa se elaborará una memoria analítica que justifique la elección de los materiales y componentes electrónicos.
- 4) Modelo conceptual final: es la propuesta que se adapta de mejor forma a los requerimientos iniciales y muestra un desempeño superior.
- 5) GUI: esta etapa consta de tres partes. En la primera se diseñará una interfaz gráfica con base en los datos previamente recabados en las encuestas. Después, se harán pruebas de interacción entre el usuario y la interfaz gráfica inicial a fin de obtener retroalimentación para la mejora de esta. Por último, y en caso de ser necesario se rediseñará adquiriendo así una interfaz gráfica final.

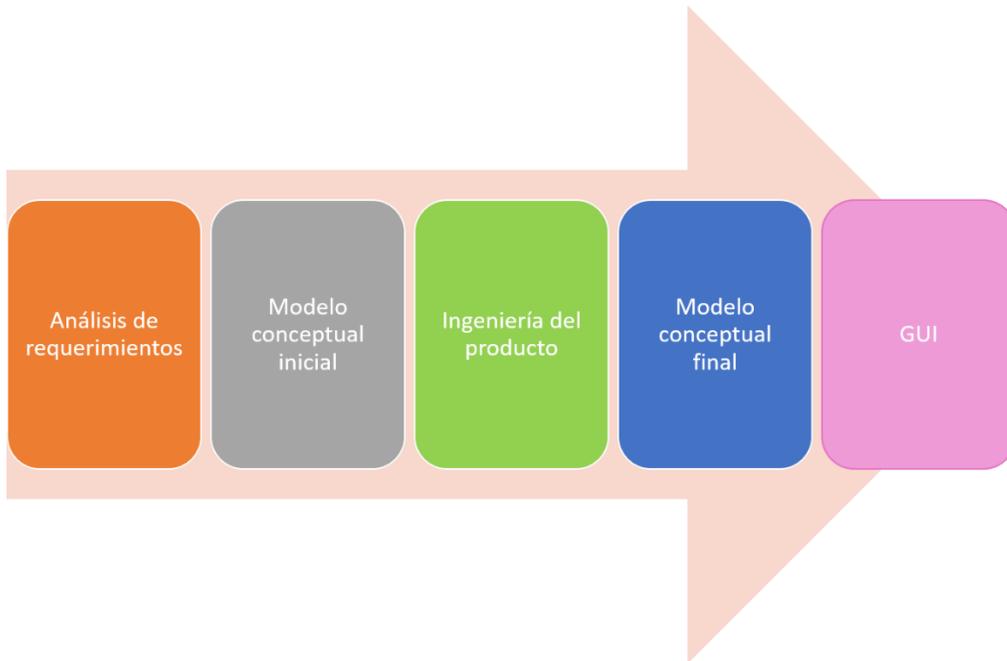


Figura 26 Diagrama general de las etapas del proyecto de investigación.

El diagrama de la figura 27, muestra de manera esquemática los pasos que se realizaron en cada una de estas etapas.

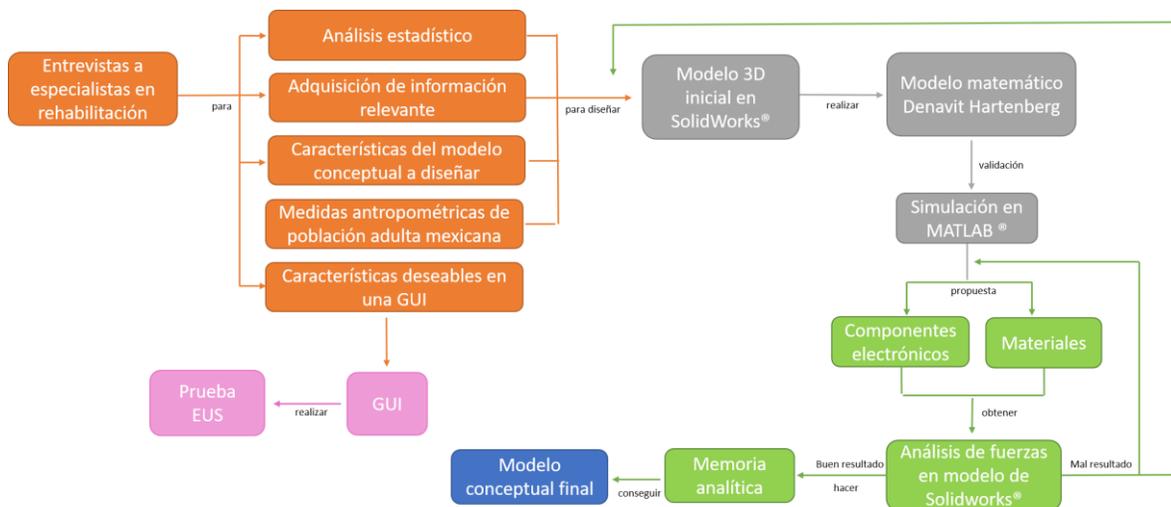


Figura 27 Diagrama específico de los pasos a realizar en cada una de las etapas del proyecto.

Considerando lo anterior, los párrafos siguientes describen de manera específica los pasos y técnicas de carácter científico que se aplicarán sistemáticamente para el desarrollo del proyecto.

4.1. Análisis de requerimientos

Los requerimientos para el desarrollo del modelo conceptual del dispositivo asistente de movimientos de Codman y Chandler se obtuvieron a partir de 60 entrevistas (ver anexo 1) realizadas a fisioterapeutas de diferentes instituciones (ver tabla 10).

Tabla 10: Encuestas realizadas a cada una de las instituciones.

Institución	Encuestas realizadas
CREE (Centro de Rehabilitación y Educación Especial)	19
CEREE (Centro Estatal de Rehabilitación y Educación Especial)	18
Hospital General Regional No. 251 IMSS	15
Otras instituciones privadas	8
Total	60

Dicha encuesta se divide en tres partes, la primera consiste en cinco preguntas de opción múltiple para hacer una estimación cuantitativa de porcentajes de incidencia de casos de rehabilitación de hombro en instituciones donde laboran los fisioterapeutas, además de la frecuencia con la que recomiendan movimientos de Codman y Chandler para el tratamiento, así como, cuántos de los pacientes que deben realizar los ejercicios presentan dificultad para ejecutarlos. También se obtienen las edades en las que es más común encontrar pacientes que requieren rehabilitación de hombro y cuánto tiempo duran generalmente las sesiones de fisioterapia.

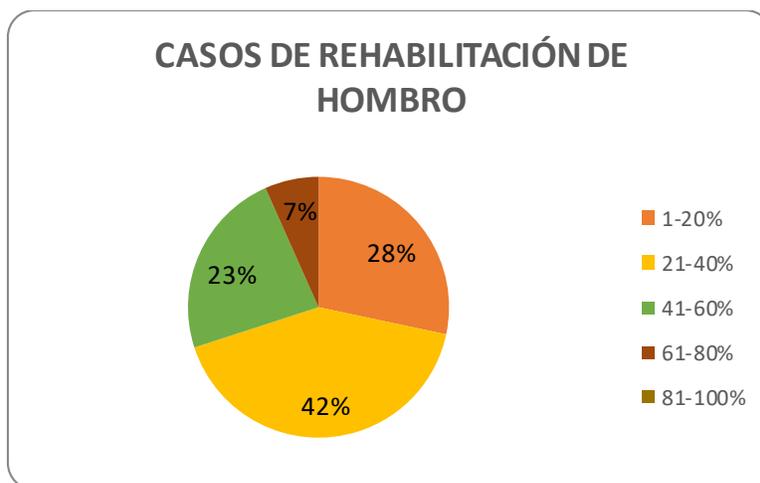
La segunda parte (análisis cualitativo) consta de nueve preguntas donde se aplica una valoración estimativa (nada, poco, medianamente suficiente, suficiente y mucho) para evaluar la importancia de las tecnologías de rehabilitación, desde su impacto en el aumento de la eficiencia y eficacia con la que se realizan las terapias, hasta la utilidad y beneficios que provee a los terapeutas haciendo que la ejecución de los ejercicios demande menos desgaste por parte del paciente y los especialistas. También se obtiene información respecto a las ventajas que traería consigo el empleo de una nueva tecnología para efectuar movimientos de Codman y Chandler y saber si los expertos estarían dispuestos a utilizarlo con la finalidad de optimizar procesos y tiempos.

La tercera etapa (análisis cualitativo) es complementaria a las dos anteriores, es la recopilación y unificación de información relevante respecto a la correcta ejecución de los movimientos de Codman y Chandler y las principales patologías para las

cuales son prescritos estos ejercicios, además de la extracción de las características con las que debe contar el modelo conceptual, estas cualidades serán referentes al funcionamiento y aspecto de dicho modelo, así como la interfaz con la que los usuarios (fisioterapeutas) estarán interactuando para programar los ejercicios.

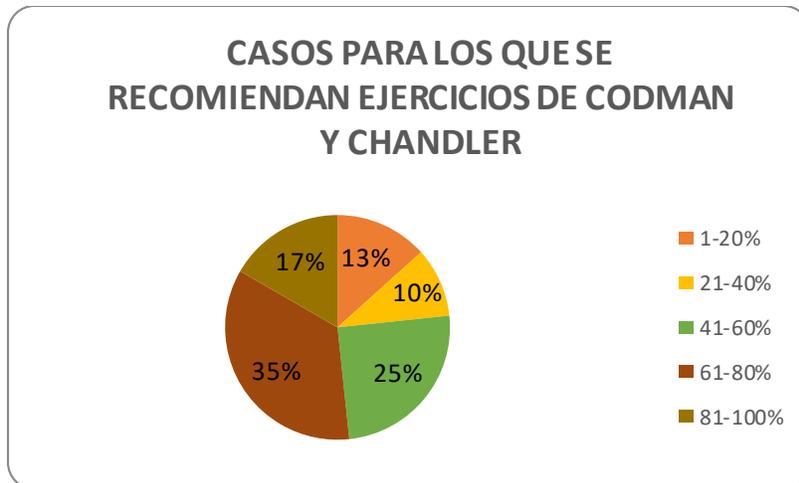
4.1.1. Análisis estadístico (análisis cuantitativo y estimativo)

Tomando en cuenta los diversos casos de rehabilitación que el experto atiende diariamente, 42% de los fisioterapeutas consideraron que el porcentaje para casos de rehabilitación de hombro equivale a 21-40%, esto significa que al menos un tercio de la población que requiere rehabilitación asiste a instituciones por algún tipo de lesión a nivel del hombro (ver gráfica 1).



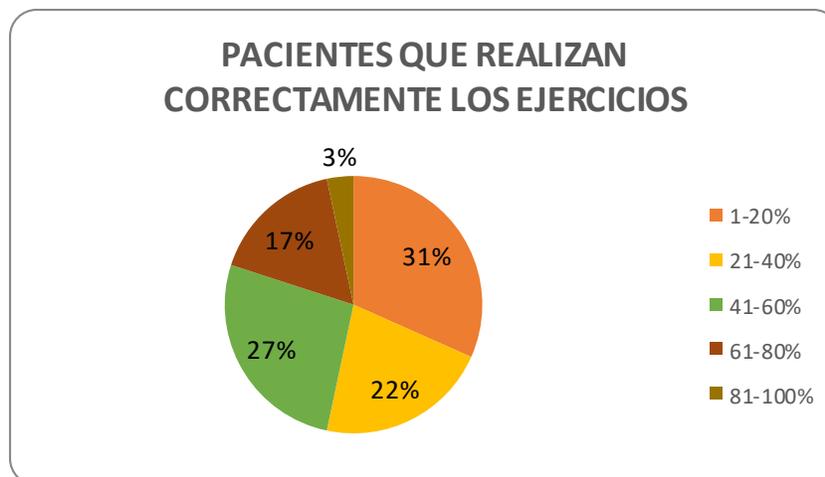
Gráfica 1: Casos de rehabilitación de hombro.

En la gráfica 2 se muestra que del porcentaje de personas que requieren rehabilitación del hombro, el 35% de los fisioterapeutas coinciden que para el 61-80% de los casos se prescriben ejercicios de Codman y Chandler en alguna etapa de la rehabilitación, lo que nos indica que más de la mitad de los pacientes deben ejecutar dichos ejercicios como parte del proceso de rehabilitación.



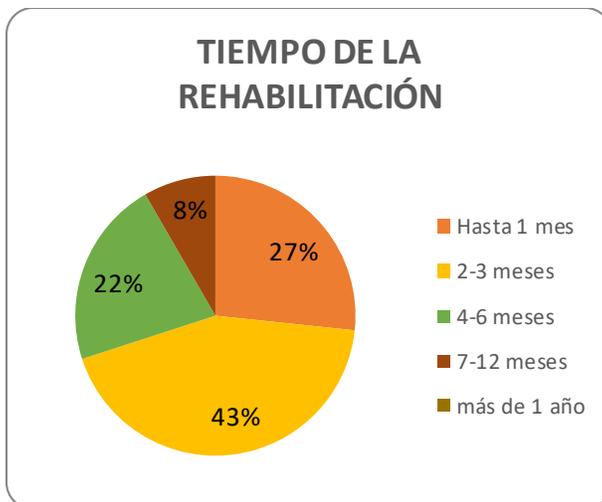
Gráfica 2: Casos para los que se recomiendan ejercicios de Codman y Chandler

De este porcentaje que debe realizar los movimientos de Codman y Chandler, se reporta por un 31% de los fisioterapeutas que únicamente del 1 al 20% de los pacientes realizan adecuadamente los ejercicios, lo cual es un indicador de una evidente problemática con el proceso que conlleva la ejecución de dichos movimientos (ver gráfica 3).



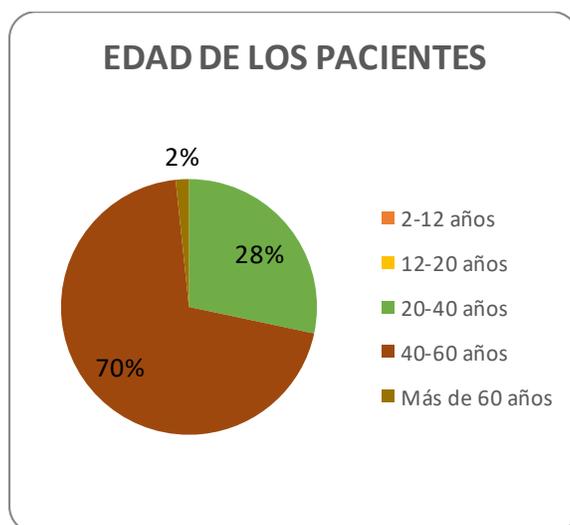
Gráfica 3: Pacientes que realizan correctamente los ejercicios.

Además, sabemos que el tiempo de rehabilitación va de los 2 a los 3 meses según reportan el 43% de los especialistas (ver gráfica 4).



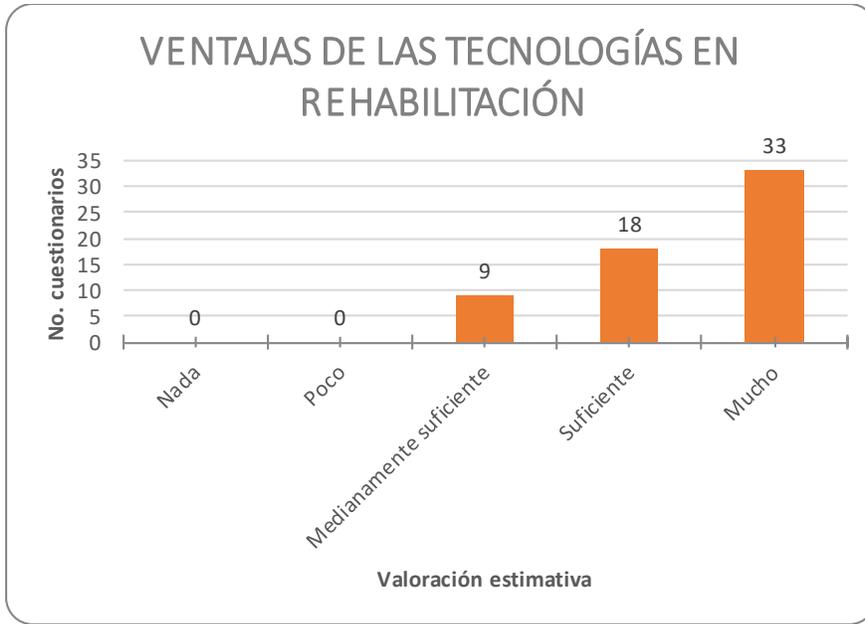
Gráfica 4: Tiempo de rehabilitación de los pacientes.

También tenemos que el rango de edad de los pacientes que asisten a rehabilitación de hombro ronda entre los 20 y 60 años, donde el 70% de los especialistas consideran que la población que más asiste tiene una edad entre 40-60 años y el 28% estiman una edad entre 20-40 años (ver gráfica 5).



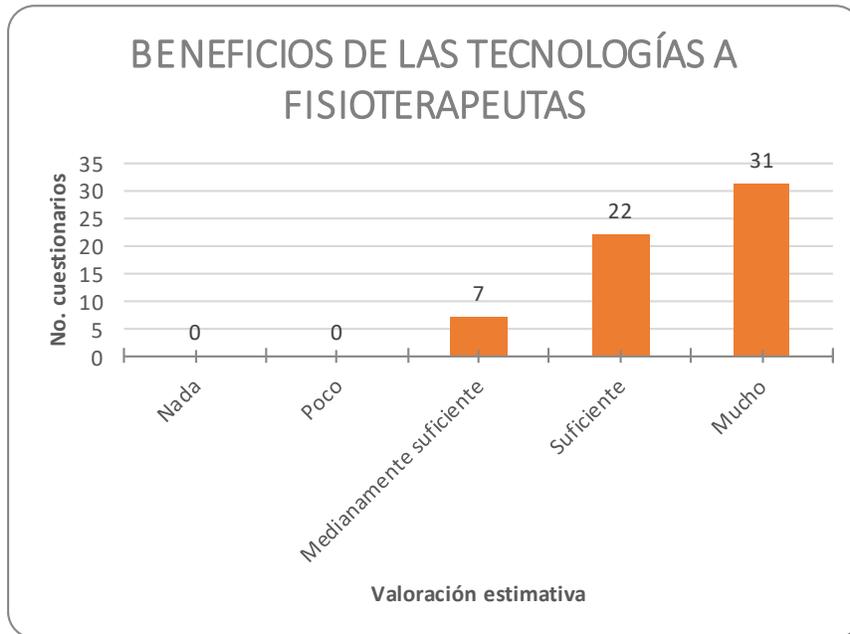
Gráfica 5: Edad de los pacientes.

Con base en la valoración estimativa realizada por los fisioterapeutas, 33 de ellos (55%) reportaron que son muchas las ventajas de contar con tecnologías en el área de rehabilitación y el otro 45% consideran que si hay un impacto positivo de las tecnologías en su área (ver gráfica 6).



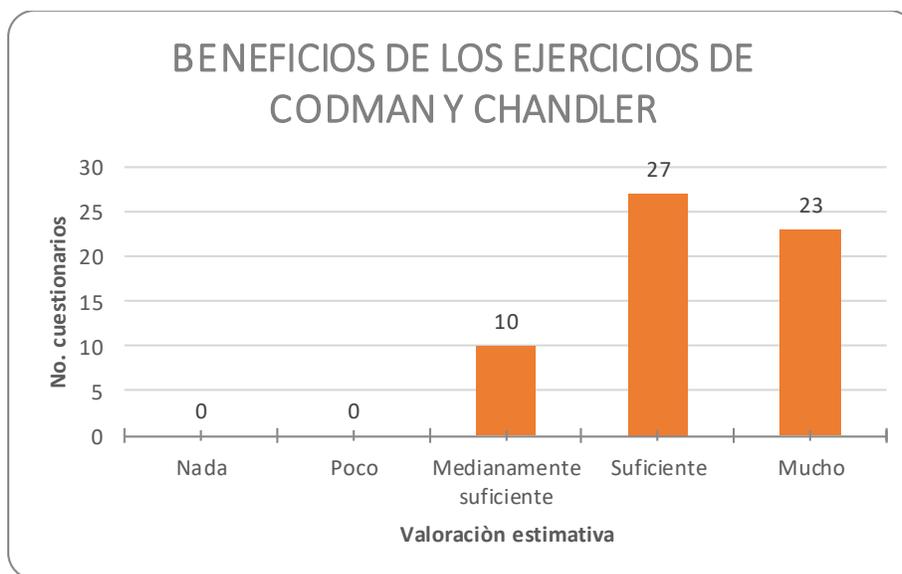
Gráfica 6: Ventajas de las tecnologías en rehabilitación.

Igualmente, 31 de los fisioterapeutas (51.6%) reportaron que como herramienta de apoyo las tecnologías proveen muchos beneficios, 22 (36.6%) consideran que los beneficios son suficientes y 7 (11.6%) mencionan que éstos son medianamente suficientes (ver gráfica 7).



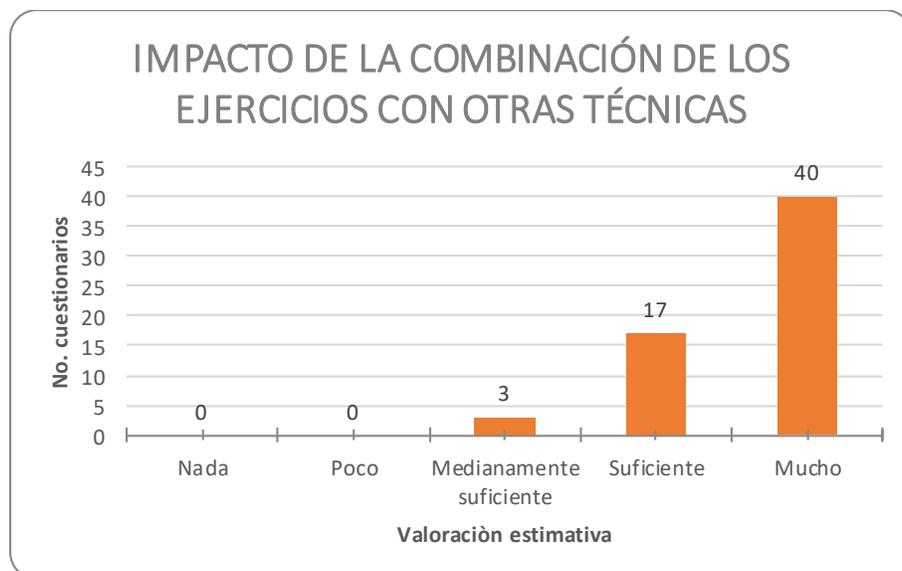
Gráfica 7: Beneficios de las tecnologías a los fisioterapeutas.

Referente a la eficacia de los ejercicios de Codman y Chandler se les preguntó qué tanto ayudan en el proceso de rehabilitación de hombro, a lo que 27 fisioterapeutas (45%) respondieron que suficiente, 23 (38.3%) mucho y 10 (16.7%), esto quiere decir que el 100% de los expertos consideran que son eficaces en el proceso de rehabilitación (ver gráfica 8).



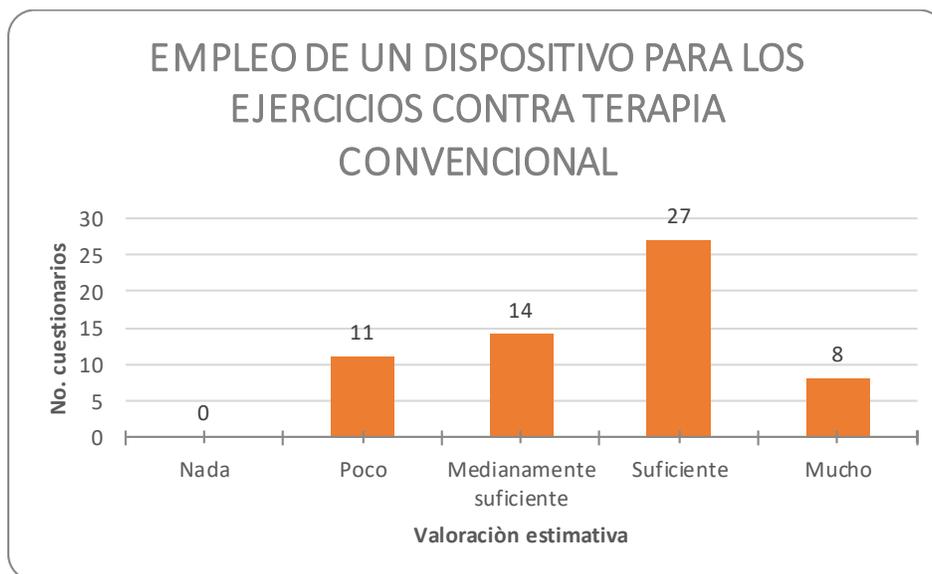
Gráfica 8: Beneficios de los ejercicios de Codman y Chandler.

Así mismo, se consultó si el combinar estos ejercicios con otro tipo de terapias aumenta la eficacia, donde 40 de ellos (66.7%) aseguran que aumenta mucho, 17 (28.3%) que significativamente si hay una mejora y 3 (5%) refieren un progreso moderado (ver gráfica 9).



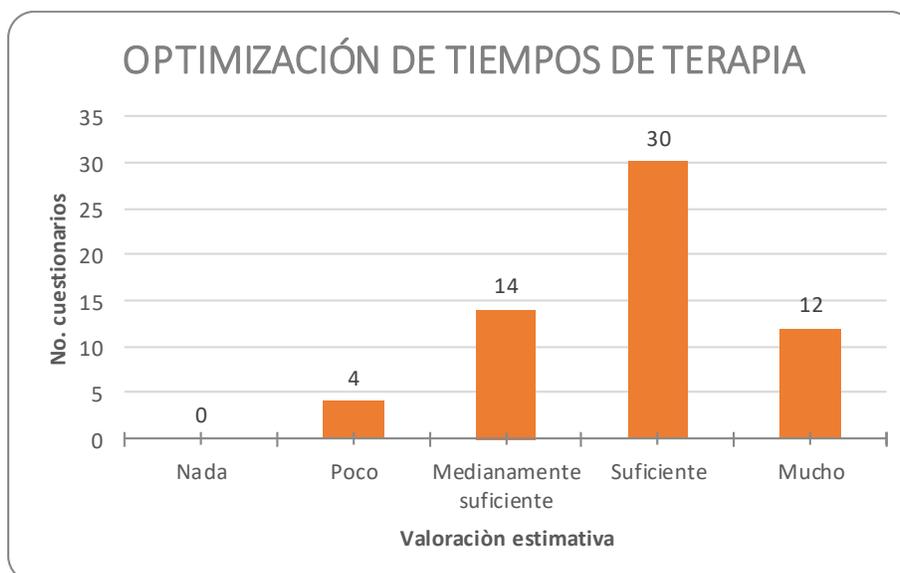
Gráfica 9: Impacto de la combinación de los ejercicios con otras técnicas.

Posterior a esto, se les preguntó si en dado caso de que existiera un dispositivo para movimientos de Codman y Chandler preferirían utilizarlo en vez de realizar la terapia como convencionalmente se maneja a lo que 27 (45%) establecieron que sí tendrían razones suficientes para hacerlo, 14 (23.3%) lo utilizarían moderadamente y 8 (13.3%) estarían completamente convencidos de utilizarlo, lo que arroja en total un 81.6% de aceptación por parte de los fisioterapeutas (ver gráfica 10).



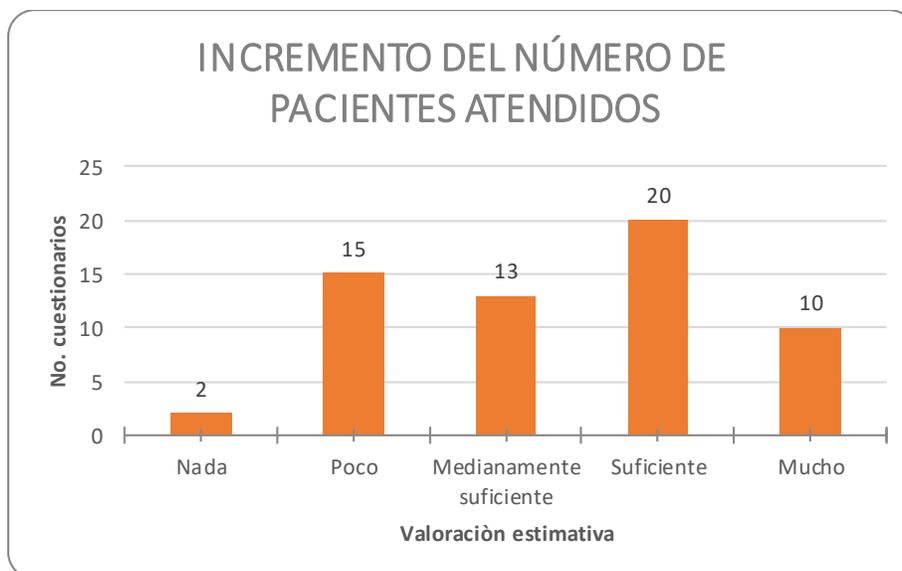
Gráfica 10: Empleo de un dispositivo para los ejercicios contra la terapia convencional.

Más adelante, se les cuestionó sobre aspectos más específicos respecto al dispositivo, por ejemplo, si optimizaría los tiempos de la terapia a lo que 30 de ellos (50%) respondieron que suficientemente, 14 (23.3%) medianamente suficiente y 12 (20%) mucho, lo que da un total de 93.3% de aceptación (ver gráfica 11).



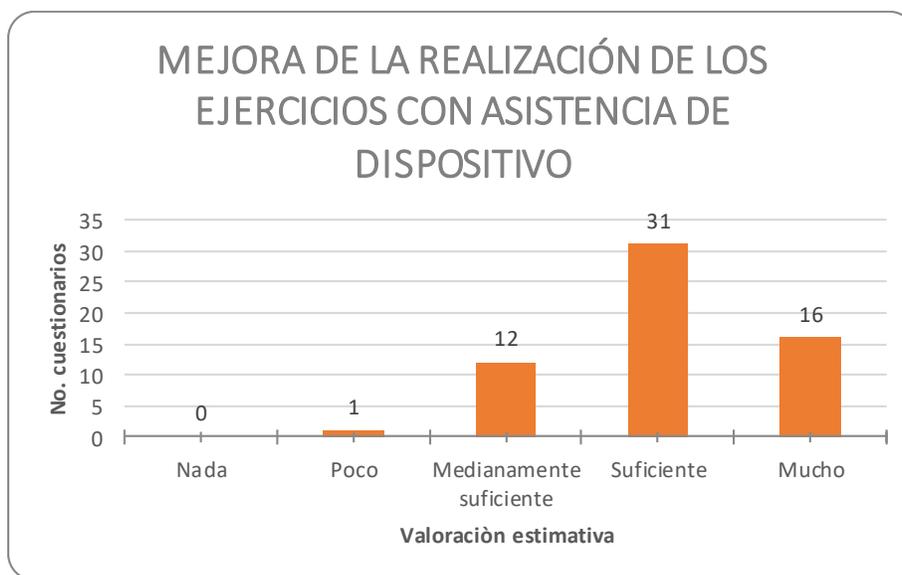
Gráfica 11: Optimización de tiempos de terapia.

Después, tal como se observa en la gráfica 12, se preguntó si aumentaría el número de pacientes atendidos, a lo que 17 (28%) consideran que poco o nada y 43 (72%) si consideran en mediana y gran medida que pueda incrementar el número de pacientes para atender.



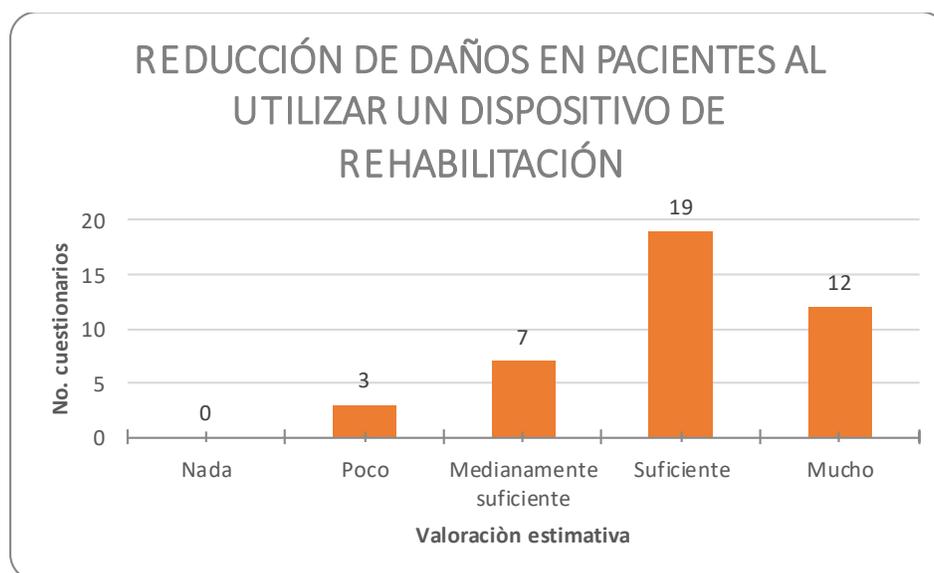
Gráfica 12: Incremento del número de pacientes atendidos.

Como vimos en el análisis cuantitativo anterior, un gran porcentaje no realiza correctamente los ejercicios, por lo cual, se les interrogó si consideran que la implementación de un dispositivo asistente de movimientos de Codman y Chandler ayudaría a los pacientes a realizar adecuadamente dichos movimientos, a lo que 59 (98.3%) brindaron una respuesta positiva y solo un fisioterapeuta (1.7%) consideran que el impacto sería mínimo (ver gráfica 13).



Gráfica 13: Mejora de la realización de los ejercicios con asistencia del dispositivo.

La siguiente pregunta únicamente fue contestada por 41 de los 60 fisioterapeutas, debido a que los 19 restantes consideraron que no eran los indicados para responderla. Dicha cuestión hace referencia a la posible existencia de un dispositivo de movimientos de Codman y Chandler para reducir los daños que muchos pacientes sufren a partir de una incorrecta ejecución de los ejercicios (por ejemplo, dolores de espalda, compensaciones con otros músculos, esfuerzos excesivos que impidan pronta recuperación, dolor, etc.), a lo que 38 especialistas (92.7%) consideraron que el impacto sería mucho, suficiente o medianamente suficiente en la reducción de riesgos para el paciente; el otro 7.3% (3 fisioterapeutas) no considera que el efecto sea significativo (ver gráfica 14).



Gráfica 14: Reducción de daños en pacientes al utilizar un dispositivo de rehabilitación.

4.1.2. Análisis cualitativo

La tercera parte de la entrevista constó de 6 preguntas abiertas, las cuales se pueden dividir a su vez en: información para verificar el marco teórico (preguntas 1, 5), información para sustentar la justificación del desarrollo del proyecto (pregunta 2 y 6), requerimientos del usuario primario (pregunta 3) y características generales que el modelo debe cumplir (pregunta 4).

Con la información otorgada por los fisioterapeutas en la pregunta 1 se realizaron las siguientes descripciones de los movimientos de Codman y Chandler:

- Los **movimientos de Codman** se deben realizar con el paciente en bipedestación acompañado de una flexión de cadera de 90°, el miembro superior sano se recarga en una superficie estable (silla, camilla, etc.) y el miembro superior lesionado se deja suspendido en el aire a favor de la gravedad, haciendo movimientos pendulares, es decir: movimientos de flexión, extensión, abducción, aducción, rotaciones y circunducción. La

mayoría de los entrevistados mencionaron que estos ejercicios también se pueden realizar en posición decúbito prono.

- Los **ejercicios de Chandler** se realizan en una posición decúbito prono, sobre una superficie estable, se coloca peso al brazo lesionado mediante mancuernillas y se solicita al paciente realizar movimientos pendulares de la misma manera que en los ejercicios de Codman.

A partir de la pregunta 5, se obtuvieron las cinco lesiones principales que requieren de rehabilitación de hombro mediante los ejercicios de Codman y Chandler, las cuales son:

1. Hombro congelado/ capsulitis adhesiva
2. Fracturas
3. Lesión del manguito rotador
4. Pinzamiento del hombro
5. Síndrome del hombro doloroso

No obstante, también se mencionaron otras lesiones como: tendinitis, lesiones postquirúrgicas, artrosis, omalgias, lesión del plexo braquial, luxación de hombro, bursitis, entre otras más.

De acuerdo con la pregunta 2, más del 75% de los pacientes tienen dificultades para la ejecución de los ejercicios por lo cual los fisioterapeutas deben de brindar retroalimentación, de lo contrario, las personas (en su mayoría personas de edad mayor) suelen colocarse en una postura inadecuada compensando el movimiento con la espalda y cuello.

Por otra parte, la pregunta 6 aborda las consecuencias que una lesión de hombro puede generar. En el aspecto económico, mencionan que se generan gastos en consultas médicas y sesiones de rehabilitación lo cual puede incluir a su vez gastos en transporte y en implementos ortopédicos. Por otra parte, la limitación del hombro puede generar desempleo o sueldos que no estén bien remunerados.

Referente al ámbito psicológico, los expertos indican que, dependiendo del tipo y nivel de lesión, las personas pueden sufrir depresión, frustración, preocupación, enojo o incluso pueden carecer de autonomía o sufrir baja autoestima.

Respecto al tema de salud, los fisioterapeutas señalan que las lesiones generan atrofas musculares, contracturas, fibrosis y dolor.

En conclusión, las personas con lesión de hombro tienen una menor calidad de vida al verse limitadas en sus actividades cotidianas (personales, escolares, laborales, etc.).

Los requerimientos o características que los fisioterapeutas consideran que el diseño del modelo y de la GUI debe cumplir se extrajeron a partir de la pregunta tres y cuatro.

Modelo conceptual

- Ajustable a las medidas antropométricas de la población (hombre y mujeres de diferentes edades)
- Ergonómico
- Fácil de usar/colocar
- Cumpla con los movimientos fisiológicos de la articulación glenohumeral
- Posibilidad de ser utilizado en ambos brazos
- Variación de peso para ejercicios de Chandler
- Costo
- Portabilidad
- Estable
- Considere la fuerza con la que se realizan los movimientos
- Tener accesorios de posicionamiento del paciente
- Considere el diagnóstico del paciente y posibles reacciones durante la terapia.

GUI

- Fácil de entender
- Fácil de usar
- Permita modificar el número de repeticiones
- Permita modificar el tiempo
- Registro de datos del paciente (edad, estatura, peso, patología)

4.2. Modelo conceptual inicial

4.2.1. Cálculos para obtención de dimensiones

Antes de iniciar con el diseño del modelo conceptual, fue necesario establecer las medidas que este debía alcanzar a partir de la altura máxima y mínima indicadas previamente en la tabla 9.

Primeramente, con ayuda del método de Drillis y Contini (57) y tomando en cuenta la altura máxima (181.6 cm) de la población de estudio se obtuvieron las medidas de algunos segmentos del cuerpo, a excepción del alcance del brazo el cual se obtuvo de la tabla 9 “Medidas antropométricas de población adulta mexicana”, debido a que proporcionaba el dato exacto enfocado a la población de estudio y al segmento específico a considerar, además de que la variación es mínima (ver figura 28). Además, en la figura 29 se representa la posición en que los sujetos realizarán los ejercicios de Codman y Chandler.

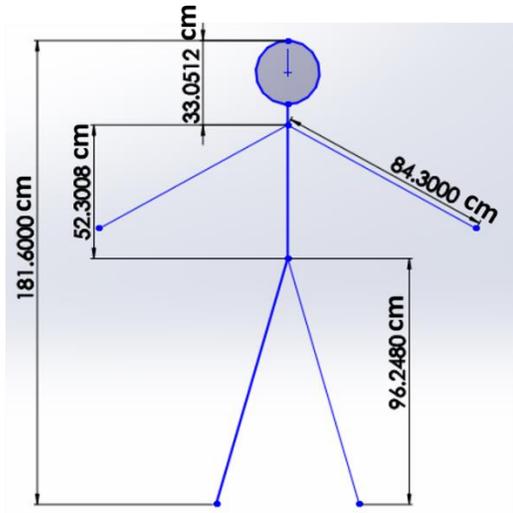


Figura 28 Medidas antropométricas correspondientes a la estatura máxima.

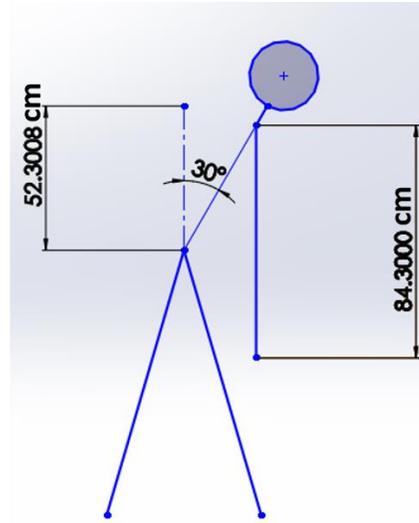


Figura 29 Posición indicada para la ejecución de los ejercicios de Codman y Chandler con las medidas antropométricas.

Tomando en cuenta la posición indicada en la figura 29 se obtuvo la siguiente representación geométrica (ver figura 29). Donde C corresponde a la longitud del dorso de forma vertical (52.3008 cm) y C' (52.3008 cm) a la longitud del dorso con inclinación de β ; β corresponde a 30° ; el cual es el ángulo de inclinación que el paciente requiere para realizar los ejercicios.

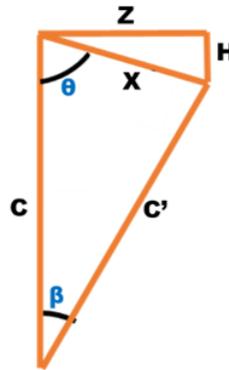


Figura 30 Triángulo obtenido a partir de la posición del sujeto.

Para encontrar las incógnitas (θ , X, Z, H) de la figura 30, se requieren emplear las leyes de senos (ecuación 3) y cosenos (ecuación 4), las cuales relacionan los lados y ángulos de los triángulos. La figura 31 es la forma representativa de estos principios.

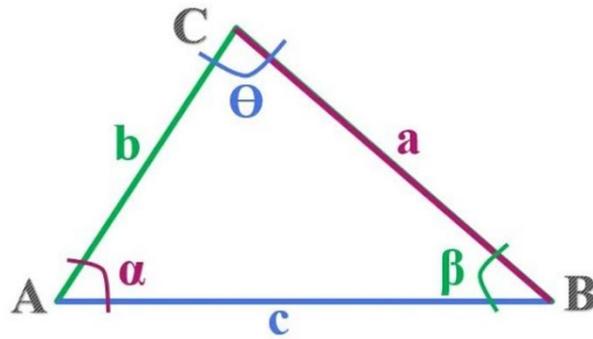


Figura 31 Triángulo de referencia para ley de senos y cosenos.

Ley de senos

$$\frac{a}{\sin \alpha} = \frac{b}{\sin \beta} = \frac{c}{\sin \theta}$$

(3)

Ley de cosenos

$$\begin{aligned} a^2 &= b^2 + c^2 - 2bc \cos \alpha \\ b^2 &= a^2 + c^2 - 2ac \cos \beta \\ c^2 &= a^2 + b^2 - 2ab \cos \theta \end{aligned}$$

(4)

Primeramente, se obtuvo X a partir de ley de cosenos, de modo que al sustituir las variables establecidas en la figura 30, tenemos lo siguiente:

$$X^2 = C^2 + C'^2 - 2CC' \cos \beta$$

Después, se sustituyeron las variables por los valores conocidos y se realizaron las operaciones necesarias para obtener el valor de X.

$$X^2 = 52.3008 \text{ cm}^2 + 52.3008 \text{ cm}^2 - 2(52.3008 \text{ cm})(52.3008 \text{ cm}) \cos 30^\circ$$

$$X = \sqrt{732.941168 \text{ cm}} = 27.07288621 \text{ cm}$$

Una vez conocido el valor de X, procedemos a obtener el valor de θ a partir de la ley de senos, tal como se muestra a continuación:

$$\frac{X}{\sin \beta} = \frac{C'}{\sin \theta}$$

$$\theta = \sin^{-1} \frac{C' \cdot \sin \beta}{X} = \sin^{-1} \frac{52.3008 \text{ cm} \cdot \sin 30^\circ}{27.07288621 \text{ cm}} = 75.00000014^\circ$$

Posterior a esto, del triángulo de la figura 32 obtenemos las incógnitas correspondientes.

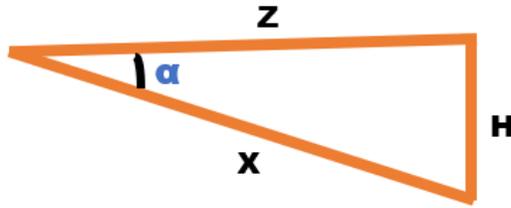


Figura 32 Triángulo de referencia que indica la altura (H) que el hombro se desplaza en el eje y.

El ángulo α se obtiene a partir de la relación con el ángulo θ , debido a que la sumatoria de dichos ángulos es igual a 90° (grados equivalentes a un ángulo recto), tal como se muestra a continuación.

$$\alpha + \theta = 90^\circ$$

$$\alpha = 90^\circ - \theta = 90^\circ - 75.00000014^\circ = \mathbf{14.99999986^\circ}$$

A continuación, se obtiene el valor de H a partir de la siguiente razón trigonométrica.

$$\sin \alpha = \frac{\text{cateto opuesto (H)}}{\text{hipotenusa (X)}}$$

$$H = \sin \alpha \cdot X = \sin 14.99999986^\circ \cdot 27.07288621 \text{ cm} = \mathbf{7.006978493 \text{ cm}}$$

Esta variable corresponde al desplazamiento del hombro en el eje “Y”, es decir, la altura que el hombro desciende desde la posición anatómica a la posición requerida para que la persona ejecute los ejercicios (inclinación del dorso a 30°).

Después, considerando la figura 28, sabemos que la altura del suelo al hombro es igual a la sumatoria de A (altura del suelo a la cadera) más C (longitud del dorso de forma vertical), obteniendo como resultado 148.5488 cm, por lo tanto, este valor indica la altura del suelo al hombro en posición anatómica, sin embargo, al existir una inclinación, esta altura disminuye el valor de H, por lo que, bajo esta condición, la altura es de 141.5418215 cm.

Una vez obtenidos estos datos y considerando la longitud del brazo (ver figura 29), se obtiene la altura que hay del suelo a la mano (M) a partir de la siguiente operación:

$$M = 141.5418215 - B = 141.5418215 \text{ cm} - 84.3 \text{ cm} = \mathbf{57.24182151 \text{ cm}}$$

Este último valor indica la altura que debe tener el diseño del modelo conceptual considerando que el brazo del paciente se encuentra suspendido en el aire a favor de la gravedad y tanto el paciente como el dispositivo están a un mismo nivel. Sin embargo, para fines de este proyecto, proponemos que el sujeto se encuentre sobre una plataforma con un respaldo para soporte ventral con inclinación del dorso a 30° . La plataforma contará con una elevación de 20 cm para este caso en el que se considera la altura máxima (ver tabla 9). Este dato se adquirió a partir de una serie

de pruebas en las que se buscó adicionar una longitud que permitiera tener un espacio de trabajo amplio para que el robot se adecuará a todas las estaturas de los sujetos. Por lo tanto, el valor que adquiere M es de 77.24182151 cm y es la longitud que debe de tener el modelo conceptual para este caso donde la altura a considerar es la máxima de la población de estudio (181.6 cm).

Tomando en cuenta el dato anterior y el tipo de movimientos a realizar, se propone que el modelo conste de una base y tres eslabones: el primero es un eslabón giratorio a 360°, el segundo es un eslabón que ejecuta movimientos en un rango de -40 a 40° y el último es un eslabón de deslizamiento que incrementa su longitud ajustándose al rango de amplitud de los movimientos necesarios para los ejercicios de Codman y Chandler (flexión, extensión, abducción, aducción y circunducción).

Con base en la información previa, se estableció que la altura de la base más el primer eslabón es de 25 cm, por lo tanto, la mínima longitud del segundo y tercer eslabón (L) se obtiene a partir del siguiente cálculo:

$$L = M - 25 \text{ cm} = 77.24182151 \text{ cm} - 25 \text{ cm} = 52.24182151 \text{ cm}$$

La figura 33 ilustra las dimensiones correspondientes de cada parte del modelo conceptual en conjunto con la longitud del brazo considerando dicha estructura como la posición inicial (home) del robot.

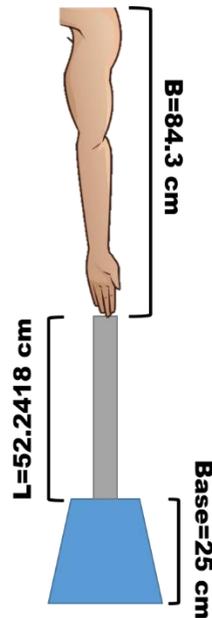


Figura 33 Representación del modelo conceptual y sus dimensiones.

A partir de la posición inicial indicada en la figura 33, se obtuvo una relación de triángulos entre ésta y la posición máxima a la cual el sujeto será sometido (amplitud de 40°) por efecto del robot (ver figura 34).

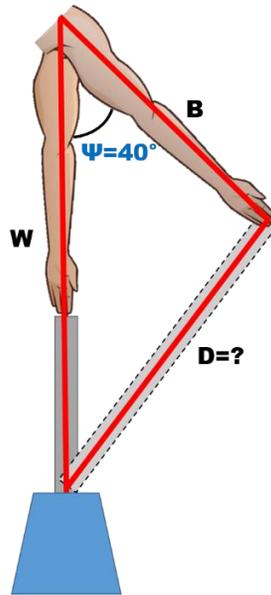


Figura 34 Representación geométrica del robot en la posición inicial y con una amplitud del brazo de 40°.

De acuerdo con la figura 34, W se refiere a la longitud del brazo más la altura de los eslabones uno y dos en la posición de home, por lo que es igual a 136.54182151 cm y D corresponde a la distancia máxima que en conjunto el eslabón 2 y 3 deben alcanzar. Esta variable se obtiene mediante la ley de cosenos, tal como se muestra a continuación, donde esta ecuación permite adquirir cualquier valor de la variable D modificando la amplitud de ψ en un rango de 0 a 40°.

$$D^2 = W^2 + B^2 - 2WB \cos \Psi$$

$$D^2 = 136.54182151^2 + 84.3^2 - 2(136.54182151)(84.3) \cos 40^\circ$$

$$D = 90.08377962 \text{ cm}$$

Una vez obtenidos los valores de la longitud mínima y máxima alcanzada entre el segundo y tercer eslabón se procede a realizar el siguiente cálculo:

$$F = D - L = 90.08377962 \text{ cm} - 52.24182151 \text{ cm} = 37.84195811 \text{ cm}$$

Donde F corresponde al valor que la corredera debe extenderse para poder conseguir la distancia máxima. Analizando esto, se decidió mantener una tercera parte de la corredera al interior del segundo eslabón, esto para darle estabilidad, por lo tanto, se podría considerar que el valor de 37.84195811 cm corresponde a aquellas dos terceras partes que saldrán del segundo eslabón, por lo tanto se procede a realizar el siguiente cálculo:

$$S = \frac{F}{2/3} = \frac{37.84195811 \text{ cm}}{2/3} = 56.76293717 \text{ cm}$$

Donde S es el tamaño ideal correspondiente al tercer eslabón, sin embargo, esta última medida puede tener algunas variaciones con la finalidad de ajustarlo al

modelo real considerando los espacios para los sistemas de transmisión y las medidas antes establecidas de los demás elementos.

4.2.2. Diseño 3D en Solidworks®

Con base en lo anterior, se procede con el diseño de cada una de las partes que conformarán el modelo atendiendo a los requerimientos mencionados en el apartado 3.1.2.

A continuación, se enlistan todas las piezas que conforman el modelo conceptual con una breve descripción de cada uno. Así mismo, en el apartado de anexos se encuentran los planos de cada una de las piezas diseñadas o en su defecto, las propuestas de compra (llantas y elementos de transmisión) utilizadas para la creación de estas.

- ❖ Base: estructura que da soporte al modelo conceptual. Debe tener las dimensiones apropiadas de modo que le permitan contener elementos que accionen el dispositivo. En la figura 35 se observa que la base es cuadrada con un corte circular en la parte superior por donde se unirá con el primer eslabón, además de un corte rectangular en unas de sus caras por donde se podrán introducir elementos mecánicos y electrónicos y finalmente, tiene 4 cortes en la parte inferior que le permiten la unión con las llantas (ver anexo 2).

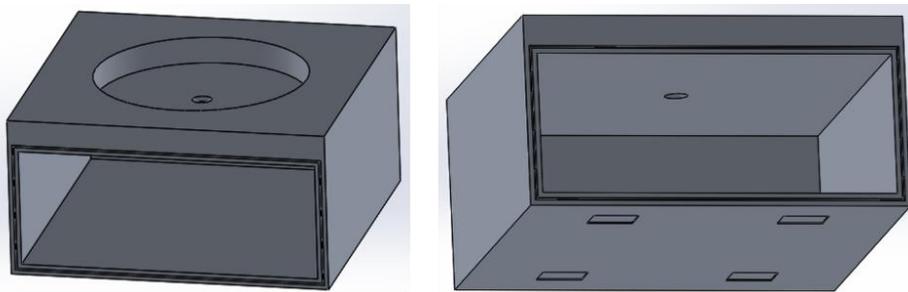


Figura 35 Vistas isométricas de la base.

- ❖ Tapa de la base: estructura rectangular que cubrirá el corte lateral de la base (ver figura 36, ver anexo 2).

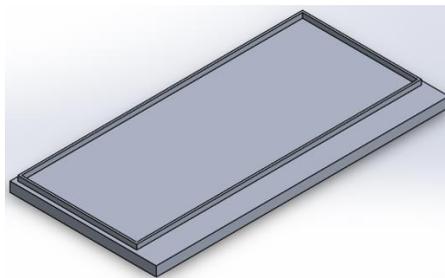


Figura 36 Vista isométrica de la tapa de la base.

- ❖ Lantas: elementos que se unirán a la parte inferior de la base, cada una de estas tiene un freno de modo que esto permite la portabilidad o fijación del dispositivo (ver figura 37), estas piezas se modelaron en Solidworks® únicamente de forma representativa en una sola pieza (ver anexo 2), tomando como base las características del catálogo de llantas de la empresa STTASA® (ver anexo 3). Para su futura construcción se debe considerar la compra de las mismas, teniendo en cuenta la cantidad de carga a soportar.

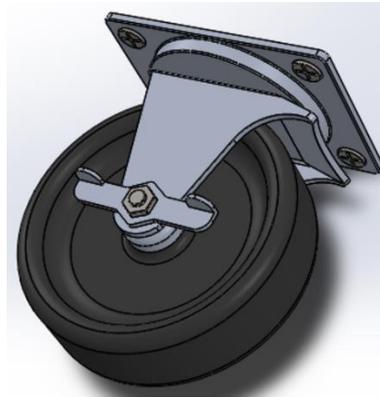


Figura 37 Vista isométrica del diseño de las llantas del modelo.

- ❖ Primer eslabón: este eslabón se acoplará a la base por la parte inferior y tendrá un rango de movilidad de 0 a 360° de forma independiente a la base. La transmisión del movimiento se realizará mediante un motor y engranes. Además, la estructura en su parte superior constara de dos soportes que permitan la unión con el siguiente eslabón tal como se muestra en la figura 38 (ver anexo 2).

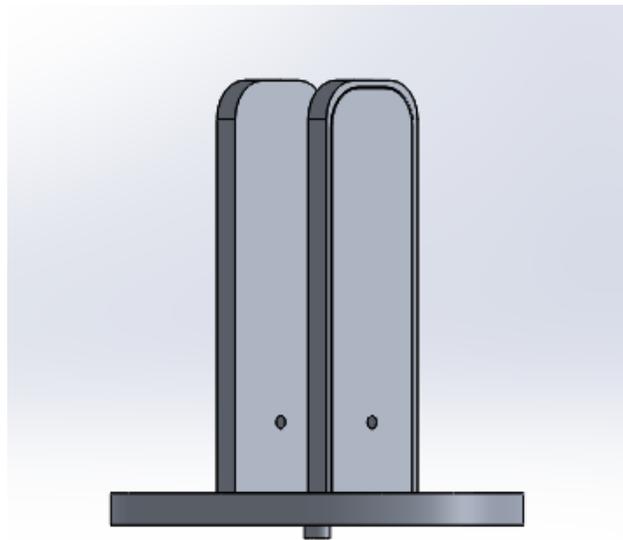


Figura 38 Vista isométrica del primer eslabón.

- ❖ Tapas de las estructuras superiores del primer eslabón: pieza que cierra las estructuras superiores del primer eslabón para que no sean visibles los elementos que transmiten el movimiento entre el primero y segundo eslabón (ver figura 39, ver anexo 2).

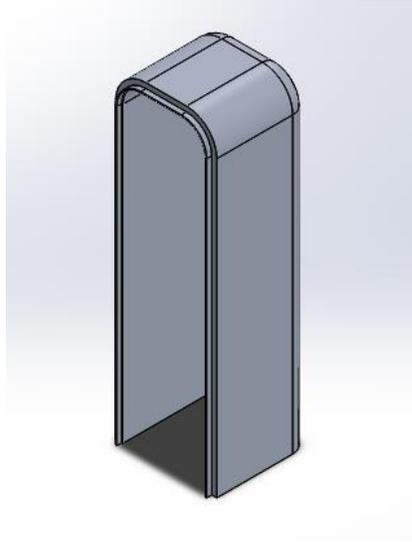


Figura 39 Vista isométrica de la tapa del primer eslabón.

- ❖ Segundo eslabón: consiste en una especie de viga rectangular que se une con el primer eslabón mediante un eje (ver figura 40). En su interior contendrá un elemento para transmitir el movimiento (piñón) y el espacio para que ingrese el tercer eslabón. Además, contiene un pequeño compartimento en uno de los lados en el cual se colocará el motor que transmite el movimiento al piñón (ver anexo 2).

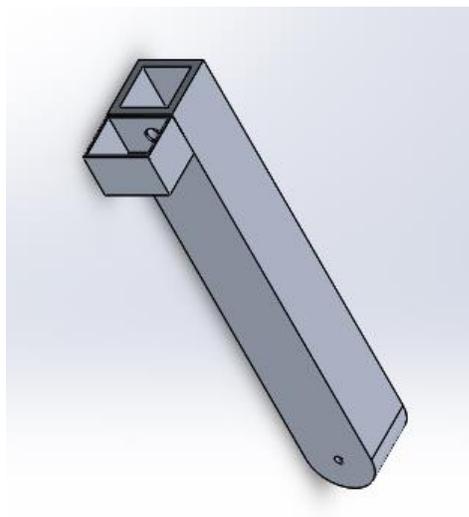


Figura 40 Vista isométrica del segundo eslabón.

- ❖ Tapa de compartimento para motor de segundo eslabón: estructura rectangular que cubrirá el compartimento lateral del eslabón 2 (ver figura 41, ver anexo 2).

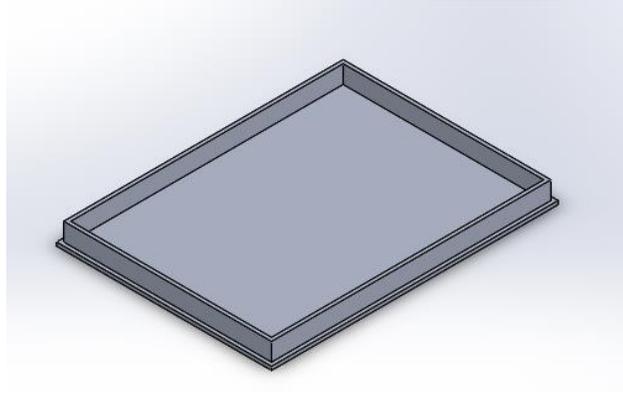


Figura 41 Vista isométrica de tapa de compartimento para motor del segundo eslabón.

- ❖ Eje: elemento que une el primer y segundo eslabón (ver figura 42), permitiendo rotación de la articulación mediante la transmisión del movimiento con un par de engranes cónicos que estarán unidos a un motor (ver anexo 2).

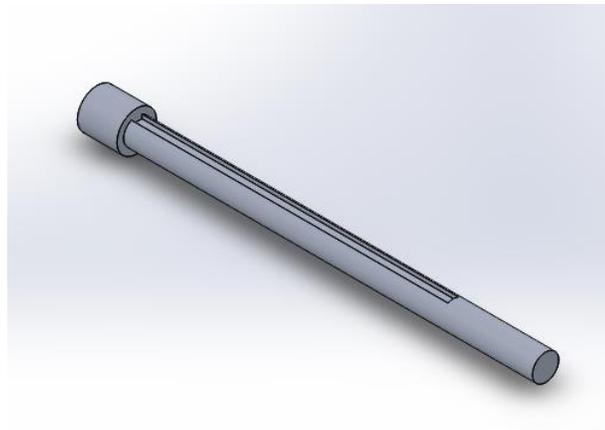


Figura 42 Vista isométrica del eje.

- ❖ Tercer eslabón: el último eslabón del modelo cumple la función de una cremallera la cual se desliza dentro y fuera del segundo eslabón mediante la transmisión de movimiento de un piñón. Una de sus caras tiene un corte por donde se introduce la cremallera. La parte distal consta de un soporte ergonómico ajustable para la mano (ver figura 43, ver anexo 2).

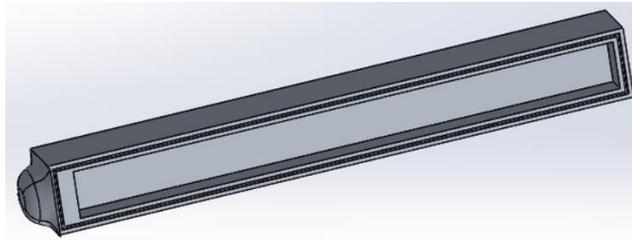


Figura 43 Vista isométrica del tercer eslabón.

- ❖ Tapa del tercer eslabón: pieza que se fija al tercer eslabón para que no se vea la cremallera, tiene un corte en una de sus caras debido a que es por donde pasa el eje del piñón que va a transmitir el movimiento a la cremallera (ver figura 44, ver anexo 2).

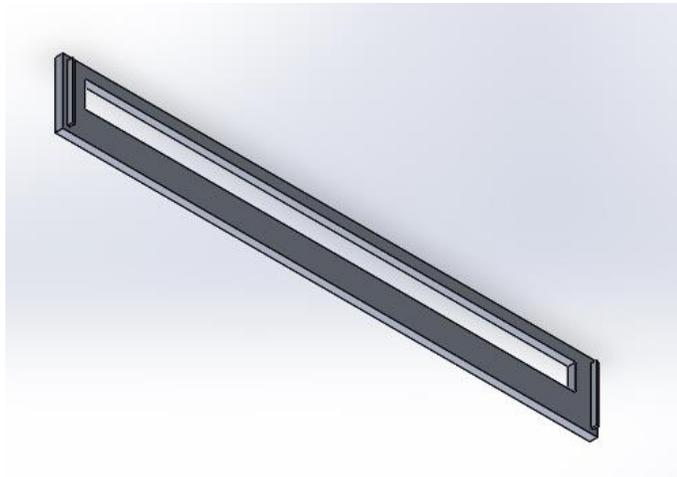


Figura 44 Vista isométrica de la tapa del tercer eslabón.

- ❖ Elementos para transmitir el movimiento: se refiere a los mecanismos de transmisión de movimiento empleados en el modelo, tales como, engranes cónicos, piñón y cremallera los cuales fueron diseñados a través de las herramientas de la biblioteca Toolbox de Solidworks®, con referencia en el catálogo de productos de la empresa mexicana Cotransa®. Estos elementos tienen el propósito de hacer que las articulaciones del modelo se muevan adecuadamente, para el caso del primer movimiento (base) no requerimos de ninguno de estos elementos ya que el acople del motor se realizará por medio de transmisión directa, para el caso del eslabón 1, se colocarán dos engranes cónicos rectos (1:1) para cambiar el sentido de la transmisión de movimiento (ver anexo 4). Por último, para permitir el desplazamiento del tercer eslabón a través del segundo, se utilizará un piñón (ver anexo 5) y una cremallera (ver anexo 6). En la figura 45 se muestran los diseños finales de cada elemento de transmisión.

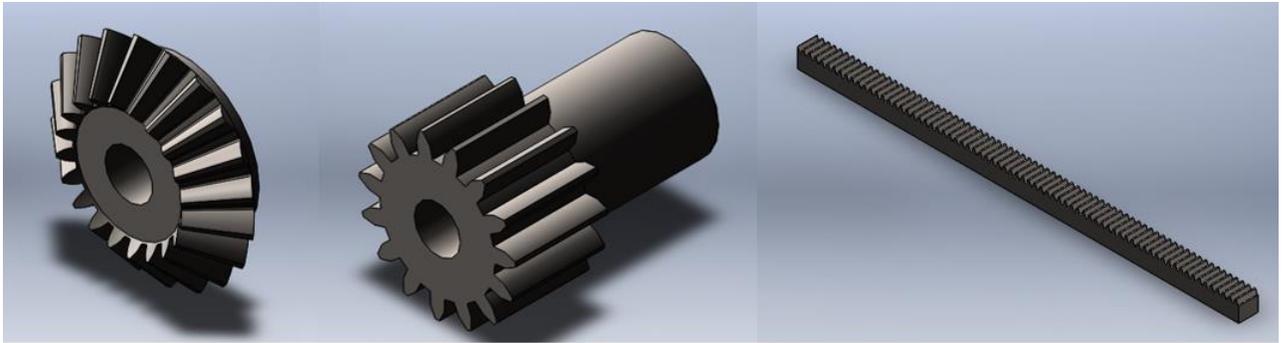


Figura 45 Vistas isométricas de los elementos de transmisión. De izquierda a derecha: engrane cónico que transmite el movimiento al segundo eslabón; piñón que se ubica en el segundo eslabón y transmite el movimiento a la cremallera que se encuentra en el tercer eslabón; cremallera.

❖ Accesorios

Soporte torácico: Accesorio propuesto como respaldo para que el paciente ejecute los ejercicios de Codman y Chandler (ver figura 46). El accesorio consta de una base rectangular metálica, una estructura tubular que regulará la elevación dependiendo de la altura de cada paciente y un soporte acolchonado que se podrá mover para ajustar a la inclinación adecuada para la estabilidad de la región toraco-abdominal, además, este último posee aberturas en ambos lados para la realización de los movimientos de Codman y Chandler del brazo izquierdo o derecho.

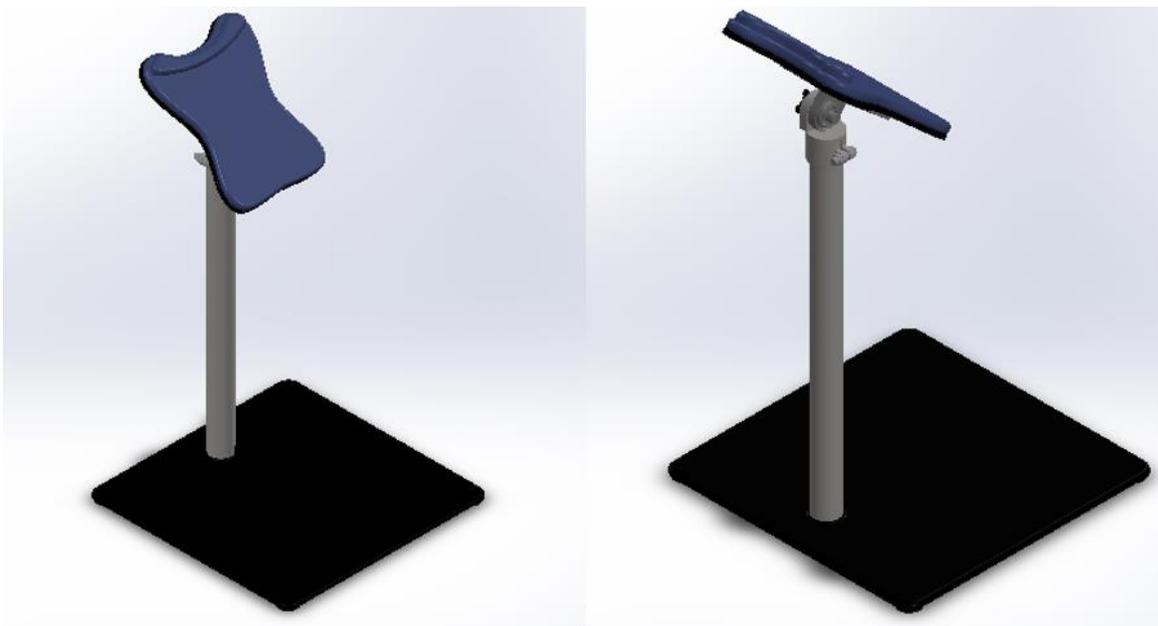


Figura 46 Soporte torácico para ejecución de ejercicios de Codman y Chandler.

Guantes: Accesorios que estarán en contacto con el elemento terminal del modelo 3D (corredora) a través de tela “velcro” que estará en la superficie de dicho elemento y de la cara anterior del guante, para permitir el contacto sin necesidad de que el paciente ejerza fuerza de sujeción (ver figura 47).



Figura 47 Guantes con velcro (representada en color azul) en cara anterior.

Polainas: Se sugiere el uso de polainas de 0.5kg, 1kg, 1.5kg, 2kg y 2.5kg estilo pulsera para adicionar peso en el caso de los movimientos de Chandler, la elección del peso depende específicamente de las indicaciones del personal de salud a cargo (ver figura 48).



Figura 48 Polainas para movimientos de Chandler.

Una vez concluido el diseño de todos los elementos del modelo conceptual del dispositivo, se procedió a realizar el ensamble de los mismos mediante diferentes

tipos de relaciones de posición disponibles en SolidWorks®. A continuación, la figura 49 muestra las vistas del modelo conceptual mediante el sistema americano a fin de observar el dispositivo desde diferentes perspectivas. Así mismo, la figura 50 muestra el modelo conceptual en una vista explosionada para observar cómo cada pieza forma parte del modelo final (ver anexo 7).

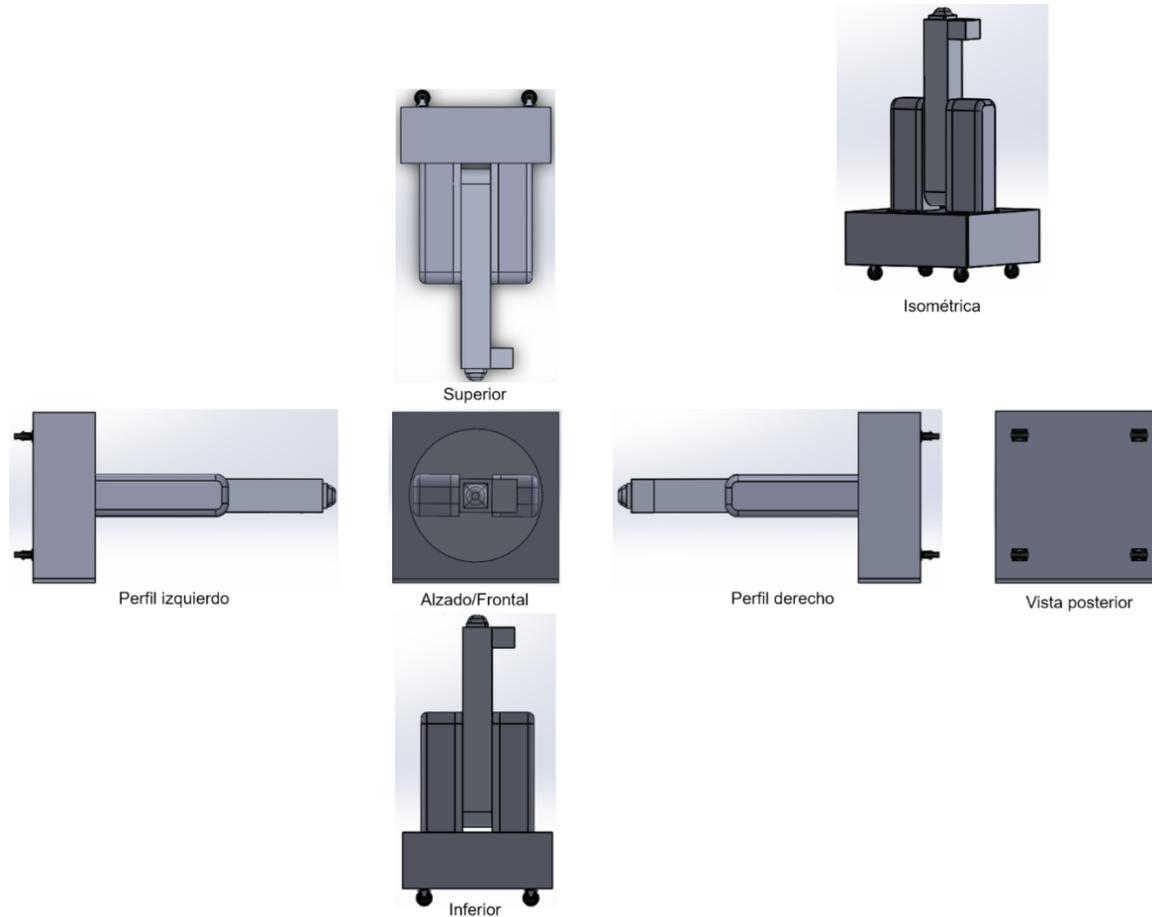


Figura 49 Sistema de vistas americano.

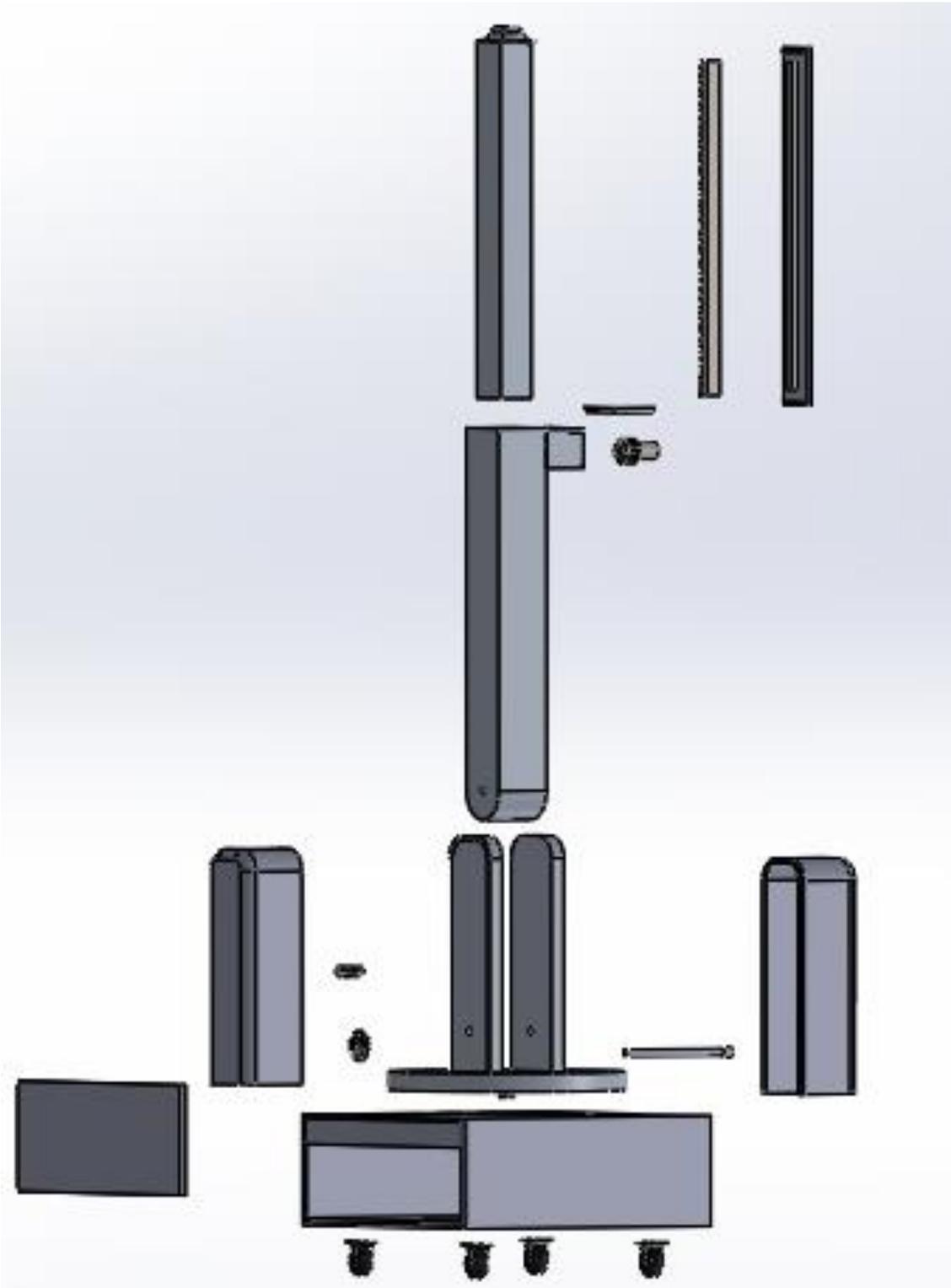


Figura 50 Vista explosionada del modelo conceptual.

4.2.3. Método de Denavit Hartenberg

A partir del modelo 3D realizado en Solidworks®, se procedió a generar un modelado geométrico de dicha estructura a fin de determinar la posición y orientación en la que se encuentra el elemento terminal con relación a la base.

Para realizar el modelo geométrico se empleó el método de Denavit Hartenberg descrito en el apartado 2.9. En la figura 51 se observa el modelo geométrico con los sistemas de referencia, las formas cilíndricas indican una articulación de rotación y el cubo una articulación prismática.

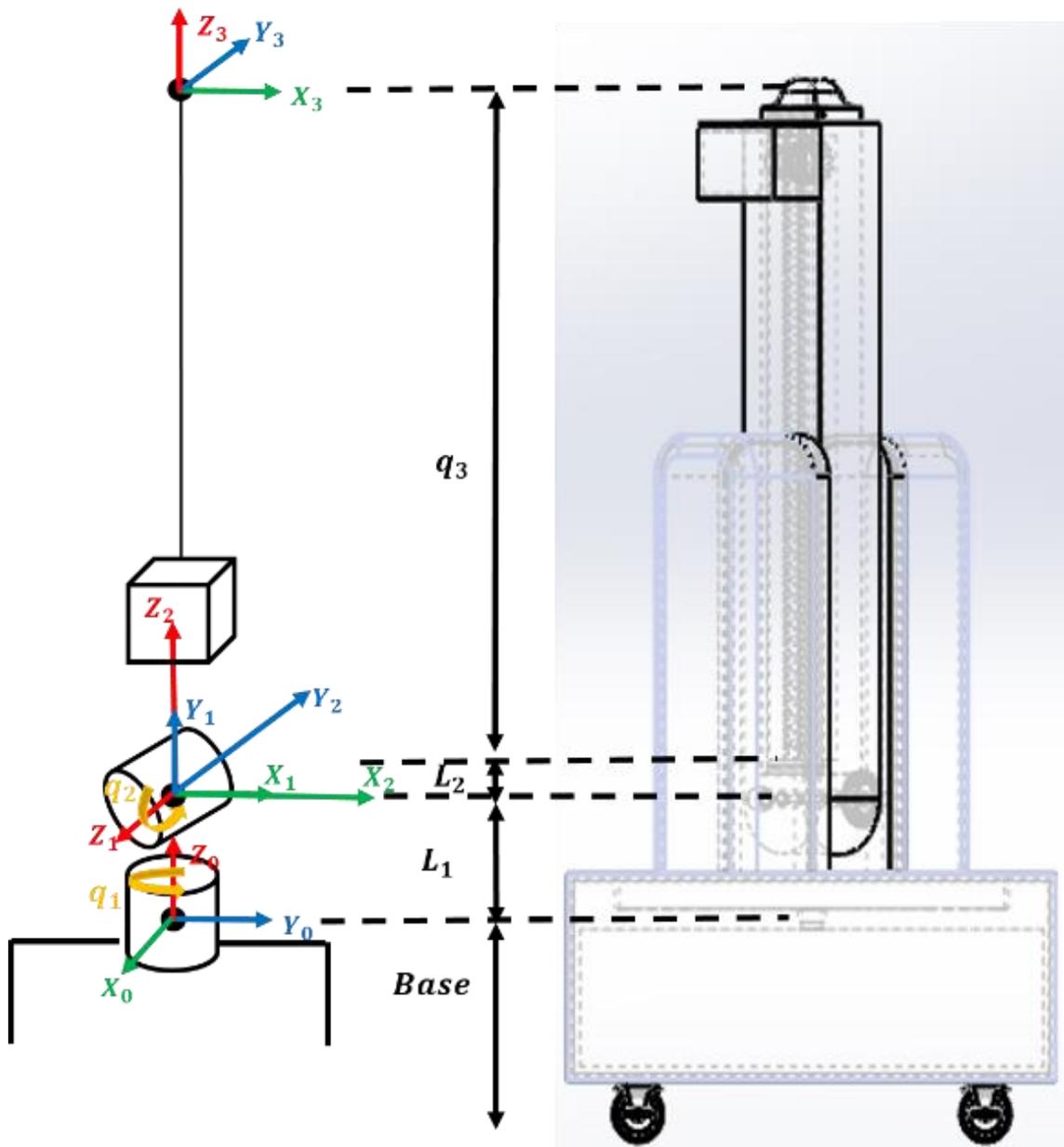


Figura 51 Modelo geométrico mediante el método de Denavit Hartenberg.

Posteriormente, se creó la tabla de parámetros de eslabones θ_i , d_i , a_i y α_i (ver tabla 11) de acuerdo con los pasos indicados en el apartado 2.9.

Tabla 11 Parámetros de eslabones mediante el algoritmo de Denavit Hartenberg.

Articulación	Tipo	i	θ_i	d_i	a_i	α_i
A_0^1	R	1	q_1+90	L_1	0	90
A_1^2	R	2	q_2	0	0	-90
A_2^3	P	3	0	L_2+q_3	0	0

R: Rotación
P: Prismática

Después se obtuvieron las matrices de transformación de acuerdo a los valores de la tabla de parámetros y se emplearon funciones trigonométricas de ángulos con el fin de minimizar lo más posible cada una de las matrices.

$$A_0^1 = \begin{pmatrix} c(q_1 + 90) & -s(q_1 + 90)c90 & s(q_1 + 90)s90 & 0c(q_1 + 90) \\ s(q_1 + 90) & c(q_1 + 90)c90 & -c(q_1 + 90)s90 & 0s(q_1 + 90) \\ 0 & s90 & c90 & L_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -sq_1 & 0 & cq_1 & 0 \\ cq_1 & 0 & sq_1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & L_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$A_1^2 = \begin{pmatrix} cq_2 & -sq_2c(-90) & sq_2s(-90) & 0cq_2 \\ sq_2 & cq_2c(-90) & -cq_2s(-90) & 0sq_2 \\ 0 & s(-90) & c(-90) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} cq_2 & 0 & -sq_2 & 0 \\ sq_2 & 0 & cq_2 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$A_2^3 = \begin{pmatrix} c0 & -s0c0 & s0s0 & 0c0 \\ s0 & c0c0 & -c0s0 & 0c0 \\ 0 & s0 & c0 & L_2 + q_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & L_2 + q_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

El paso siguiente fue obtener la matriz de transformación homogénea T entre la base y el extremo del robot para lo cual se multiplicaron las tres matrices anteriores. En color verde se observa la matriz de rotación la cual nos da la orientación del robot y en color naranja la matriz de traslación con la cual se obtiene la posición del robot respecto al sistema de referencia X_0 , Y_0 y Z_0 .

$$T = A_0^1 \times A_1^2 \times A_2^3$$

$$T = \begin{pmatrix} -sq_1 & 0 & cq_1 & 0 \\ cq_1 & 0 & sq_1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & L_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} cq_2 & 0 & -sq_2 & 0 \\ sq_2 & 0 & cq_2 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & L_2 + q_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} =$$

$$= \begin{pmatrix} -sq_1cq_2 & -cq_1 & sq_1sq_2 & sq_1sq_2(L_2 + q_3) \\ cq_1cq_2 & -sq_1 & -cq_1sq_2 & -cq_1sq_2(L_2 + q_3) \\ sq_2 & 0 & cq_2 & cq_2(L_2 + q_3) + L_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Por tanto, la posición del robot queda definida de la siguiente manera.

$$X = s q_1 s q_2 (L_2 + q_3)$$

$$Y = -c q_1 s q_2 (L_2 + q_3)$$

$$Z = c q_2 (L_2 + q_3) + L_1$$

La orientación del robot se adquiere al igualar la matriz de rotación a la matriz roll, pitch & yaw o a la matriz de Euler. En seguida se muestran los resultados obtenidos con ambos procesos.

- **Matriz roll, pitch & yaw**

$$\begin{pmatrix} -s q_1 c q_2 & -c q_1 & s q_1 s q_2 \\ c q_1 c q_2 & -s q_1 & -c q_1 s q_2 \\ s q_2 & 0 & c q_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} c \phi c \theta & c \phi s \theta s \psi - s \phi c \psi & c \phi s \theta c \psi + s \phi s \psi \\ s \phi c \theta & s \phi s \theta s \psi + c \phi c \psi & s \phi s \theta c \psi - c \phi s \psi \\ -s \theta & c \theta s \psi & c \theta c \psi \end{pmatrix}$$

❖ Obtener ecuaciones de la igualación de matrices:

$$-s \theta = s q_2 \quad (5)$$

$$c \theta s \psi = 0 \quad (6)$$

$$c \theta c \psi = c q_2 \quad (7)$$

$$c \phi c \theta = -s q_1 c q_2 \quad (8)$$

$$s \phi c \theta = c q_1 c q_2 \quad (9)$$

❖ Obtener phi al dividir la ecuación 9 entre la ecuación 8.

$$\frac{s \phi c \theta}{c \phi c \theta} = \frac{c q_1 c q_2}{-s q_1 c q_2} \rightarrow \tan \phi = \frac{c q_1}{-s q_1} \rightarrow \tan \phi = -\cot q_1$$

Aplicando la identidad $\tan(90 - \alpha) = \cot(\alpha)$ considerando $\alpha = q_1$

$$\text{Tenemos que } \tan \phi = -\tan(90 - q_1)$$

Por lo tanto, considerando que $-\tan(\alpha) = \tan(-\alpha)$

$$\text{Se obtiene } \tan \phi = \tan(-90 + q_1)$$

$$\phi = -90 + q_1$$

❖ Obtener theta de la ecuación 5.

$$-s \theta = s q_2 \rightarrow \theta = \frac{s q_2}{-s} \rightarrow \theta = -q_2$$

❖ Obtener psi al dividir la ecuación 6 entre la ecuación 7.

$$\frac{c \theta s \psi}{c \theta c \psi} = \frac{0}{c q_2} \rightarrow \frac{s \psi}{c \psi} = \frac{0}{c q_2} \rightarrow s \psi = 0 \rightarrow \psi = 180$$

- **Matriz Euler**

$$\begin{pmatrix} -sq_1cq_2 & -cq_1 & sq_1sq_2 \\ cq_1cq_2 & -sq_1 & -cq_1sq_2 \\ sq_2 & 0 & cq_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} c\phi c\theta c\psi - s\phi s\psi & -c\phi c\theta s\psi - s\phi c\psi & c\phi s\theta \\ s\phi c\theta c\psi + c\phi s\psi & -s\phi c\theta s\psi + c\phi c\psi & s\phi s\theta \\ -s\theta c\psi & s\theta s\psi & c\theta \end{pmatrix}$$

❖ Obtener ecuaciones de la igualación de matrices

$$-s\theta c\psi = sq_2 \quad (10)$$

$$s\theta s\psi = 0 \quad (11)$$

$$c\theta = cq_2 \quad (12)$$

$$s\phi s\theta = -cq_1sq_2 \quad (13)$$

$$c\phi s\theta = sq_1sq_2 \quad (14)$$

❖ Obtener phi al dividir la ecuación 14 entre la ecuación 13.

$$\frac{s\phi s\theta}{c\phi s\theta} = \frac{-cq_1sq_2}{sq_1sq_2} \rightarrow \tan \phi = \frac{-cq_1}{sq_1} \rightarrow \tan \phi = -\cot q_1$$

Aplicando la identidad $\tan(90 - \alpha) = \cot(\alpha)$ considerando $\alpha = q_1$

$$\text{Tenemos que } \tan \phi = -\tan(90 - q_1)$$

Por lo tanto, considerando que $-\tan(\alpha) = \tan(-\alpha)$

$$\text{Sabemos que } \tan \phi = \tan(-90 + q_1)$$

$$\phi = -90 + q_1$$

❖ Obtener theta de la ecuación 12.

$$c\theta = cq_2 \rightarrow \theta = q_2$$

❖ Obtener psi al dividir la ecuación 11 entre la ecuación 10.

$$\frac{s\theta s\psi}{-s\theta c\psi} = \frac{0}{sq_2} \rightarrow -\tan \psi = 0 \rightarrow \tan -\psi = 0 \quad \psi = 180$$

4.2.4. Simulación en Matlab®

La siguiente sección describe de manera detallada el modelado del proyecto anteriormente trabajado en SolidWorks® con la finalidad de visualizar el movimiento en Matlab®. Para esto se empleó la herramienta Simulink™ en conjunto con V-Realm Builder, donde se crea un entorno de diseño y simulación del mecanismo, así como se proporciona una interfaz gráfica de usuario para crear y editar la escena 3D del modelo.

Para realizar la simulación del modelo 3D se utilizaron cuatro estructuras importadas desde SolidWorks™ (formato y/o extensión .WRL), cada una de estas consta de

varias piezas, por esto mismo se utilizó la operación booleana de suma en SolidWorks® la cual permite unir todas las partes de cada estructura y hacerla una sola. Considerando esto, tenemos que la primera estructura consta de la base, la segunda estructura es el eslabón 1 completo (tapas y ejes), la tercera estructura es el eslabón 2 y la cuarta estructura corresponde al eslabón 3 completo (eslabón, tapa y corredera).

A continuación, cada una de estas estructuras se importa en la herramienta de simulación SIMULINK-VR, donde se creó un entorno de simulación. Después, se fueron agregando cada uno de los archivos comenzando por la base, seguido el eslabón 1, después el eslabón 2 y al final el eslabón 3, cada uno dependiente del otro para asegurar la transmisión de movimientos entre ellos (ver figura 52).

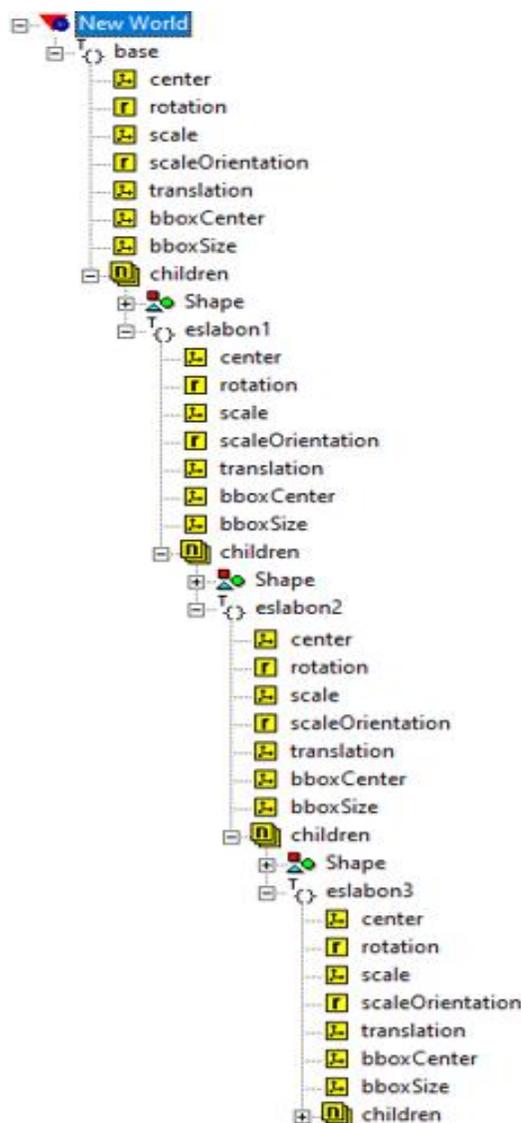


Figura 52 Inserción de estructuras de modelo 3D.

Una vez ordenados los archivos de forma descendente, se procedió a trasladarlos correctamente respecto al origen de la base para mantener la organización de las piezas y garantizar que el modelo 3D se ensamblará correctamente (ver figura 53).

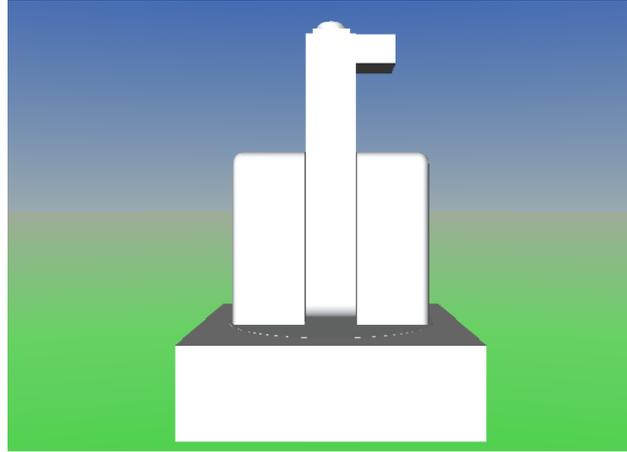


Figura 53 Modelo 3D en V-Realm Builder.

Posteriormente, nos dirigimos al bloque de VR Sink, específicamente en la ventana de modelado de Simulink para importar el modelo creado (figura 53), para esto se establecen como parámetros de entrada el movimiento que realizará cada una de las piezas, entonces, al importarlo establecemos que la base no tendrá movimiento, el eslabón 1 y 2 tendrán movimiento de rotación, y el eslabón 3 una traslación (ver figura 54).

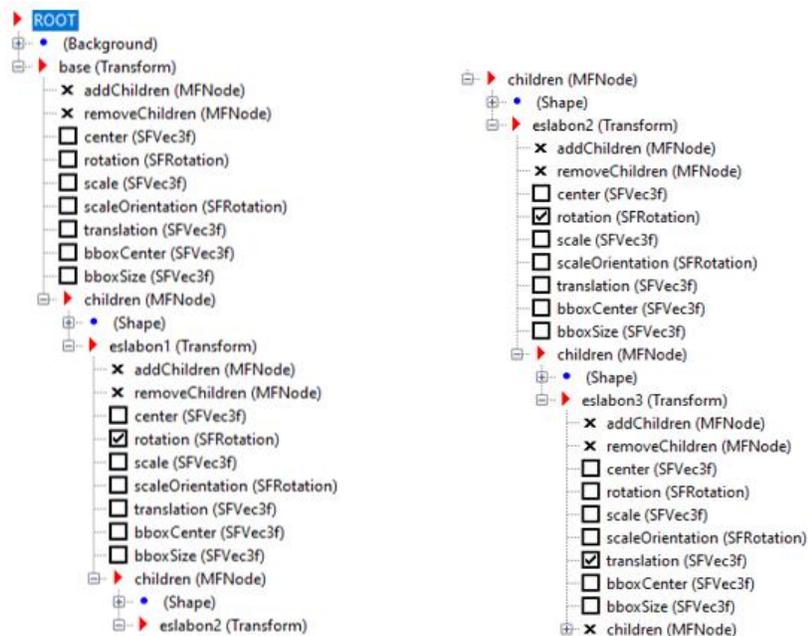


Figura 54 Configuración de movimientos de eslabones del modelo 3D.

Realizado lo anterior, se procede con el armado del diagrama del modelo en Simulink, con el objetivo de poder ajustar los movimientos que se realizarán en la simulación y sus respectivas gráficas de trayectorias en el espacio de trabajo (ver capítulo 5. Resultados).

4.3. Ingeniería del producto

La siguiente sección describe detalladamente el material seleccionado para los componentes del modelo 3D, sus características, propiedades y la justificación de su elección. Además, se adjunta una serie de cálculos que permitieron realizar una propuesta de los elementos electrónicos que pueden utilizarse en el futuro en caso de construir el dispositivo.

4.3.1. Material

En este apartado se abordarán las propiedades de la aleación de aluminio 6061, el cual fue el material seleccionado para los elementos del modelo 3D debido a sus características físicas y mecánicas.

La aleación de aluminio 6061 (61) contiene en promedio, 0,6% Si (silicio), 1,0 % Mg (magnesio), 0,30% Cu (cobre) y 0,7% Fe (Hierro), la cual es tratable térmicamente. Tiene una excelente resistencia gracias a un mayor contenido de cobre y a su contenido de hierro que garantiza un tamaño de grano más refinado (ver figura 55).

Además, tiene buen balance en resistencia a la corrosión y resistencia mecánica, también es una de las más populares de todas las aleaciones de aluminio y tiene una resistencia a la fluencia (deformación que se produce en un periodo cuando un material está sometido a un esfuerzo constante y a temperatura constante) comparable con la de un acero al carbono. Así mismo, posee buena conductividad, baja densidad y nula toxicidad (61).

Propiedad	Valor	Unidades
Módulo elástico	6.9e+10	N/m ²
Coefficiente de Poisson	0.33	N/D
Módulo cortante	2.6e+10	N/m ²
Densidad de masa	2700	kg/m ³
Límite de tracción	124084000	N/m ²
Límite de compresión		N/m ²
Límite elástico	55148500	N/m ²
Coefficiente de expansión térmica	2.4e-05	/K
Conductividad térmica	170	W/(m·K)
Calor específico	1300	J/(kg·K)
Cociente de amortiguamiento del material		N/D

Figura 55 Propiedades físicas y mecánicas de la aleación de aluminio 6061, obtenidas a partir del software SolidWorks®.

Una vez seleccionado, se añadió dicho material a cada una de las piezas del dispositivo (con excepción de las llantas y transmisiones), con la finalidad de trabajar

con los pesos reales de estos elementos y así realizar la adecuada selección de los motores.

4.3.2. Torques

A continuación, se realizaron los cálculos de los torques requeridos para cada uno de los tres motores del modelo (ver tabla 12), así como sus respectivas propuestas basándonos en el catálogo de productos de la empresa Maxon®, los cuales brindan actuadores compactos, livianos y potentes, haciendo muy viable su utilización en este proyecto. Es importante mencionar que se realizaron propuestas de motores en conjunto con reductores planetarios, esto con la finalidad de aumentar el torque de salida y así poder adecuarlo a los torques requeridos, además, se comprobó en dicho catálogo su compatibilidad para evitar problemas en la conexión de estos.

Tabla 12 Características y descripción de motores empleados para el movimiento del modelo 3D.

Motor	Tipo de articulación	Posición	Descripción del movimiento
1	Rotatoria	Unión al eslabón 1	Dicho motor se encarga de mover el eslabón 1 en un rango de 0 a 360°
2	Rotatoria	Eje de unión entre eslabón 1 y 2	Este motor se encarga de mover el eje de conexión entre el eslabón 1 y 2 en un rango de -40 a 40°
3	Prismática	Unión a piñón del eslabón 2	Este motor se encarga de mover el piñón del eslabón 3 y transmitir el movimiento a la corredera del eslabón 3 para realizar el desplazamiento de dicho eslabón.

Para comenzar, se procede a obtener las masas de cada uno de los elementos necesarios, en este caso, considerando la fórmula del capítulo 2, apartado 2.5 “Fuerzas de contacto glenohumeral y fuerzas musculares” (ecuación 1) y los factores B_0 , B_1 y B_2 para cada segmento del brazo, de la tabla 7 (“Coeficientes de ecuaciones de regresión múltiple para estimar las propiedades de inercia de los segmentos del cuerpo”).

En dicha ecuación se establece que X_1 corresponde al peso dado en kg y X_2 a la altura en centímetros, entonces para este caso, se tomarán en cuenta el peso y altura máximos de la población de estudio, los cuales corresponden a $W_{max} = 97.3\text{kg}$ y $H_{max} = 181.6\text{cm}$, por lo tanto, la ecuación queda de la siguiente forma (ver ecuación 15).

$$M = B_0 + B_1P_{max} + B_2H_{max} \quad (15)$$

Con dicha fórmula y tomando en cuenta que B_0 para la parte superior del brazo es igual a 0.25, para el antebrazo es de 0.3185 y para la mano de -0.1165 ; B_1 para la parte superior del brazo es de 0.03012, para el antebrazo es de 0.01445 y para la mano de 0.0036; B_2 para la parte superior del brazo es de -0.0027 , para el antebrazo de -0.00114 y para la mano de 0.00175, se procede a calcular la masa de cada segmento (masa de la mano M_m , masa del antebrazo M_a y masa superior del brazo M_{sb}), tal como se muestra a continuación, dichos valores son necesarios para saber la masa total del brazo (M_b).

$$M_m = (-0.11650) + 0.00360(97.3kg) + 0.00175(181.6cm) = 0.55158kg$$

$$M_a = (0.31850) + 0.01445(97.3kg) - 0.00114(181.6cm) = 1.517461kg$$

$$M_{sb} = (0.2500) + 0.03012(97.3kg) - 0.0027(181.6cm) = 2.690356kg$$

$$M_b = M_m + M_a + M_{sb} = 0.55158kg + 1.517461kg + 2.690356kg = 4.759397kg$$

Después de obtener la masa total del brazo (M_b), adquirimos los valores de las masas de cada eslabón, tal como se muestra a continuación y además, tomando como referencia la sección “2.7.2 Ejercicios de Chandler”, se considerará un peso máximo de 2.5kg adicional para que el paciente sostenga en este tipo de ejercicios, este valor estará denotado con la variable M_{extra} , es importante mencionar que dicho peso únicamente se adicionará en los ejercicios de Chandler, pero se debe considerar para el buen funcionamiento del dispositivo.

Masa de eslabón 1 (M_1): corresponde a la masa del eslabón 1, las tapas de cada lado, el eje de unión con el eslabón 2 y los 2 engranes cónicos para la transmisión del movimiento.

$$M_1 = 11668.9874g = \mathbf{11.668974kg}$$

Masa de eslabón 2 (M_2): incluye la masa del eslabón 2, la tapa correspondiente al compartimento del motor del eslabón 2 y el piñón

$$M_2 = 4676.88g = \mathbf{4.67688kg}$$

Masa de segmento saliente del eslabón 3 (M_{p3}): se considera únicamente la porción saliente del eslabón 3 que se requiere para alcanzar la máxima longitud del dispositivo, incluye parte de la masa del eslabón, parte de la tapa de este y parte de la cremallera.

$$M_{p3} = 3168.668452g = \mathbf{3.168668452kg}$$

Masa de eslabón 3 (M_3): corresponde a la masa del eslabón 3, más su respectiva tapa y la cremallera

$$M_3 = 3881.7362g = \mathbf{3.8817362kg}$$

Una vez adquiridos estos datos y considerando el valor de la gravedad ($9.81 \frac{m}{s^2}$) proseguimos al cálculo de los pesos de cada eslabón (W_1 , W_2 y W_3), peso parcial del eslabón 3 (W_{p3}), del peso del brazo (W_b) y del peso de la carga adicional para ejercicios de Chandler (W_{extra}).

$$W_{extra} = 2.5kg * 9.81 \frac{m}{s^2} = \mathbf{24.525N}$$

$$W_b = 4.759397kg * 9.81 \frac{m}{s^2} = \mathbf{46.68968457N}$$

$$W_1 = 11.668974kg * 9.81 \frac{m}{s^2} = \mathbf{114.4726349N}$$

$$W_2 = 4.67688kg * 9.81 \frac{m}{s^2} = \mathbf{45.8801928N}$$

$$W_{p3} = 3.168668452kg * 9.81 \frac{m}{s^2} = \mathbf{31.08463751N}$$

$$W_3 = 3.8817362kg * 9.81 \frac{m}{s^2} = \mathbf{38.07983212N}$$

Una vez obtenidos los pesos de todos los componentes del modelo, se continúa con el cálculo de los torques necesarios para cada motor, es importante mencionar que se considera un factor de seguridad (f_s) de 1.5 para el motor 1 y 3 y un factor de seguridad de 1.2 para el motor 2, el cual multiplicaremos por todos los torques obtenidos donde este valor indica la capacidad en exceso que tiene el sistema por sobre sus requerimientos, cabe resaltar que dicho factor de seguridad varía debido a que se busca contar con motores compactos y livianos, por tal motivo se adecuó para que todos los torques finales se logren satisfacer con motores ligeros.

Primero, se realizará el cálculo del torque requerido por el motor 3 para el movimiento de desplazamiento de la corredera (eslabón 3), de tal forma que consideraremos los siguientes datos:

$$W_{extra} = 24.525N$$

$$W_b = 46.68968457N$$

$$W_{p3} = 31.08463751N$$

Una vez que se tienen estos datos, se procede a realizar la suma de estos y la multiplicación por el coseno del ángulo 0° , en el cual se ejercerá mayor torque.

$$W_t = (W_b + W_3 + W_{extra})(\cos 0^\circ)$$

$$W_t = (46.68968457N + 31.08463751N + 24.525N) * 1 = 102.2993221N$$

Posterior a esto, se procede a realizar la multiplicación de la suma de estos pesos por la distancia equivalente entre el centro del piñón y el centro del eslabón 3 (ver

figura 56), y el factor de seguridad correspondiente (1.5) obteniendo T_t , que es el torque total requerido para el motor 3.

$$T_t = W_t * d * fs$$

$$T_t = 102.2993221N(0.0075m) * 1.5 = 1.150867373Nm$$

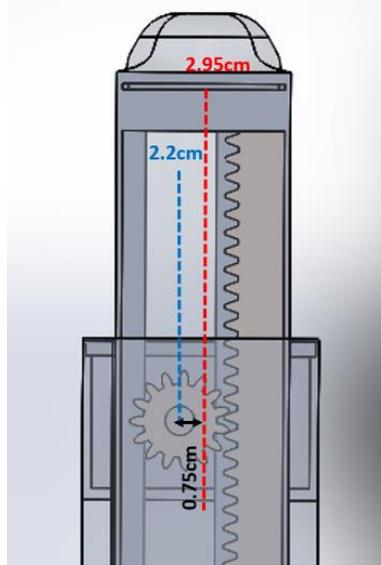


Figura 56 Representación de la distancia del centro del piñón (línea azul localizada a 2.2cm) al centro del eslabón 3 (línea roja ubicada a 2.95cm), el valor de d corresponde a 0.75cm.

Para este torque se propone un motor (EC 20 Flat) con su respectivo reductor planetario (GP 22 C), estos componentes en conjunto tienen un diámetro de 22mm, logran un torque continuo de salida de 1.2Nm, un peso de 0.083kg y una longitud de 46.7mm (ver anexo 8).

El siguiente cálculo corresponde al torque requerido para el motor 2, el cual se encargará del movimiento del eslabón 2 (-40 a 40°) es importante mencionar que para los cálculos posteriores se considera el peso del motor 3 propuesto W_{m3} , tal como se puede observar en el siguiente procedimiento:

$$W_{extra} = 24.525N$$

$$W_b = 46.68968457N$$

$$W_3 = 38.07983212N$$

$$W_{m3} = (0.083kg) \left(9.81 \frac{m}{s^2}\right) = 0.81423N$$

$$W_2 = 45.8801928N$$

Una vez considerados los datos anteriores, procedemos a multiplicar por el coseno del ángulo 0° y por la distancia en la que se ejecuta cada una de las fuerzas y en el caso de los eslabones sus centros de masa (distancias referenciadas a partir del eje de unión entre el eslabón 1 y 2, estas se obtuvieron en SolidWorks®), en este caso, el peso adicional para el caso de los ejercicios de Chandler (W_{extra}) y el peso del brazo (W_b) se aplican a la misma distancia.

$$T_b = (46.68968457N + 24.525N)(\cos 0^\circ) * L_{max} = 71.21468457 (1) * 0.9074m \\ = 64.62020478Nm$$

$$T_3 = 38.07983212N(\cos 0^\circ) * L_3 = 38.07983212N(1) * 0.654055m \\ = 24.9063046Nm$$

$$T_{m3} = 0.81423N(\cos 0^\circ) * L_{m3} = 0.81423N (1) * 0.464471m = 0.3781862223Nm$$

$$T_2 = 45.8801928N(\cos 0^\circ) * L_2 = 45.8801928N(1) * 0.214067m = 9.821435232Nm$$

$$T_{m2} = (T_b + T_3 + T_{m3} + T_2) * fs$$

Donde T_{m2} corresponde al torque del motor 2.

$$T_{m2} = (64.62020478Nm + 24.9063046Nm + 0.3781862223Nm \\ + 9.821435232Nm) * 1.2 = 119.671357 Nm$$

Para este caso, de igual manera se propone un motor (RE 65) con un reductor planetario (GP 81 A) del mismo catálogo, éstos en conjunto tienen un diámetro de $81mm$, alcanzan un torque continuo de salida de $120Nm$, una longitud de $245.2mm$ y un peso de $5.8kg$ (ver anexo 9).

El siguiente paso es calcular el torque requerido para el motor 1, el cual se encontrará en la base y dará movimiento de 360° al eslabón 1, para esto nos apoyamos de una herramienta online llamada Orientamotor, donde a partir de algunos parámetros descritos a continuación y más explicados en el anexo 10 nos indica el torque requerido.

Primero, se selecciona el sistema métrico para trabajar, después, nos pide las dimensiones y forma del soporte, en este caso consideramos el eslabón 1 con forma circular, un diámetro de $320mm$ y una masa total de $19.939286kg$, que es la sumatoria de la masa del eslabón 1 ($M_1 = 11.668974kg$) más el peso del motor ubicado en el eje que conecta el eslabón 1 y 2 ($5.8kg$), la suma del peso adicional en el caso de los ejercicios de Chandler ($M_{extra} = 2.5kg$) y la resta de la masa del eje del eslabón 1 ($0.029688kg$).

Luego, insertamos el diámetro del eje al que irá conectado el motor y que transmitirá el movimiento al eslabón 1, que es de $20mm$ así como su masa que es de $0.029688kg$, posteriormente, se introdujo la forma de la carga (rectangular),

haciendo referencia al eslabón 2 y se agregaron sus dimensiones, es decir, los lados de la base ($78mm * 80mm$) y la altura de dicha carga correspondiente a $907.4mm$ (la máxima longitud alcanzada entre el eslabón 2 y 3).

Posteriormente, se seleccionó el material aluminio para hacer más precisos los cálculos, después de esto se colocó un coeficiente de fricción de 0.3, una distancia del centro del eslabón 1 al centro de la carga de $1mm$ y una efectividad del sistema de 95%. Seguidamente se insertó el sentido del movimiento, donde la operación de giro se realizará horizontalmente y dentro de otros requerimientos se consideró necesario soportar la carga incluso después de apagar el dispositivo y desconectarlo de la fuente de poder.

Por último, se hizo una propuesta de velocidad de operación de $24 \frac{rev}{min}$, un tiempo de aceleración y desaceleración de $5s$, y un ángulo de tolerancia de 10° para la detención del mecanismo. Además, se colocó un factor de seguridad de 1.5, para posteriormente seleccionar la opción de calcular.

Una vez concluido esto se obtuvieron los datos de la figura 57, donde en este caso el valor del torque es de $T_{m1} = 0.3710Nm$, por lo cual se realizó la propuesta del motor (A-max 16) y el reductor planetario (GP 16 C) del mismo catálogo que los dos motores anteriores, estos componentes en conjunto tienen un diámetro de $16mm$, alcanzan un torque continuo de salida de $0.4Nm$, una longitud de $52.3mm$ y un peso de $0.05kg$ (ver anexo 11).

Load Inertia	J_L	=	<input type="text" value="0.2717"/>	[kg·m ²]
Required Speed	V_m	=	<input type="text" value="24"/>	[r/min]
Required Torque	T	=	<input type="text" value="0.3710"/>	[N·m]
Acceleration Torque	T_a	=	<input type="text" value="0.1366"/>	[N·m]
Load Torque	T_L	=	<input type="text" value="0.1108"/>	[N·m]
Required Stopping Accuracy	$\Delta\theta$	=	<input type="text" value="10"/>	[deg]

Figura 57 Datos de salida de herramienta online Orientamotor.

4.3.3. Análisis de elemento finito

En esta sección, se dispone a realizar el análisis estático estructural del modelo 3D por medio del complemento SimulationXpress, usado en el software SolidWorks®, el cual se basa en un análisis por medio de herramientas de elementos finitos

ayudando a predecir el comportamiento de una pieza bajo los efectos de una carga, así como a detectar posibles problemas en las etapas iniciales del ciclo de diseño, de tal modo que se asegurará el buen comportamiento del mecanismo, evitando así fallas estructurales o de material ante la presencia de fuerzas aplicadas. El análisis de elementos finitos, comúnmente llamado FEA (Finite Element Analysis) por sus siglas en inglés, es un análisis por métodos numéricos, el cual es usado para resolver problemas en muchas disciplinas de la ingeniería, tales como diseño de máquinas, dinámica de fluidos, entre otros (62).

SolidWorks SimulationXpress es una implementación de FEA capaz de resolver problemas comúnmente encontrados en la ingeniería de diseño, tales como análisis de desplazamientos, esfuerzos, frecuencias naturales, vibración, flujo de calor, y entre otros. Este software nos da la facilidad de generar el estudio por medio de suposiciones dadas para el análisis, generando resultados que nos permiten establecer si los materiales en el prototipo pueden tender a fallar, y así encontrar la mejor solución. En el análisis del FEA, existen varios estudios disponibles, entre los cuales se encuentran los esfuerzos principales, desplazamiento, deformación, factor de seguridad y el esfuerzo de Von Mises (62).

Para el desarrollo de esta sección, se dividió el análisis del dispositivo en 3 partes principalmente; primero se analizó la base de todo el mecanismo (base con tapa y llantas) elementos que corresponden a la estructura 1, segundo, la unión del eslabón 1 y 2 (en conjunto con el eje de unión), elementos correspondientes a la estructura 2 y por último el eslabón 3 (eslabón con tapa y cremallera), correspondientes a la tercer estructura, de esta forma se podrán evaluar las cargas aplicadas estratégicamente en cada estructura. Es importante mencionar que cada uno de los elementos que componen cada estructura se unieron a partir de la operación booleana de suma, de esta forma se combinaron para formar una misma pieza (ver figura 58). Además, cabe mencionar, que, al realizar el análisis de elemento finito, se añadió un factor de seguridad mínimo de 1.4, el cual indica la fuerza de exceso que las estructuras pueden soportar sobre los requerimientos especificados.

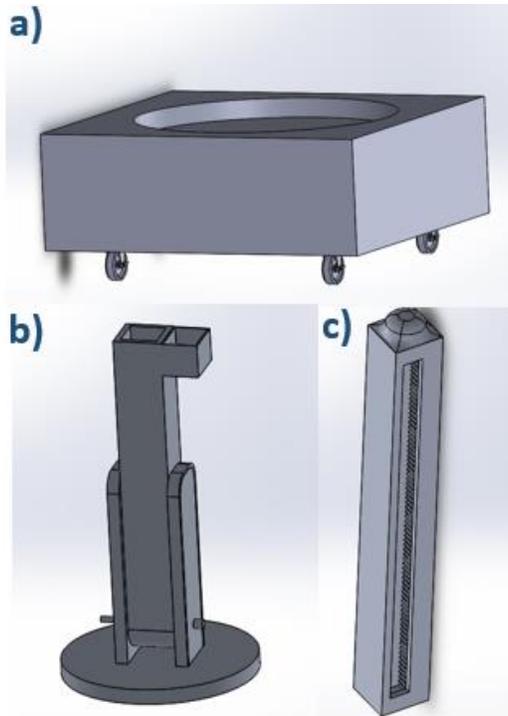


Figura 58 Estructuras a evaluar en Análisis de Elemento Finito (FEA): a) Base (estructura 1), b) Eslabón 1 y 2 (estructura 2), c) Eslabón 3 (estructura 3).

Una vez que se tienen las tres piezas a evaluar, para poder efectuar el análisis, es necesario determinar parámetros del pre-procesamiento en FEA, los cuales son requeridos por el simulador para ejecutar el estudio, dichos parámetros se enlistan a continuación:

- 1) Sujeciones: Se establecen unos tipos de sujeciones, las cuales nos restringen el movimiento en determinado eje o superficie de las estructuras, éstas se muestran con flechas verdes (ver figura 59). En este caso, en la primer estructura (inciso a, figura 59), se genera sujeción en la parte inferior de la base, ya que se simula el contacto con el suelo; en la segunda estructura (inciso b, figura 59), la fijación se coloca en el eje de unión entre el eslabón 1 y 2 y también en el eslabón 1, haciendo referencia a que dichos elementos estarían fijos en conjunto con la base, esto con el fin de observar cómo influyen las cargas en el eje de unión; por último en la tercer estructura (inciso c, figura 59), fijamos la cara inferior del eslabón 3, para simular la fijación al eslabón 2 y unión con el eslabón 1.

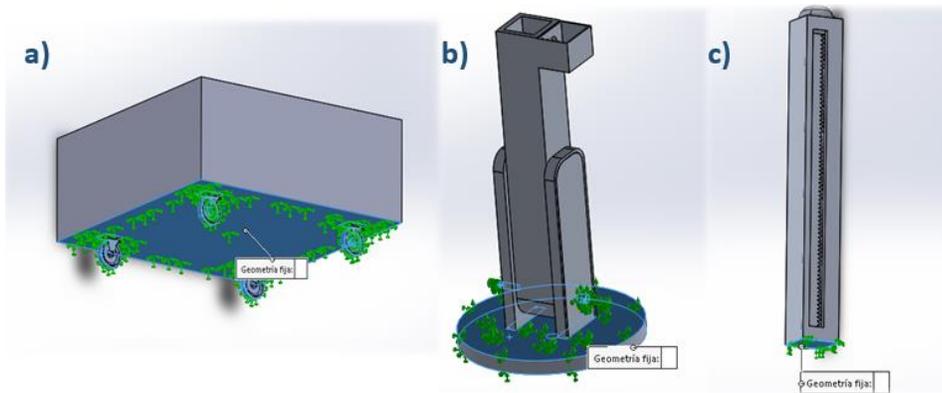


Figura 59 Sujeción en estructuras, a) sujeción de estructura 1 (base), b) sujeción de estructura 2 (eslabón 1 y eje de unión con eslabón 2), c) sujeción de estructura 3 (cara inferior de eslabón 3).

- 2) Fuerzas: Las fuerzas que se aplican en cada una de las 3 estructuras son determinadas por las flechas moradas. En el caso de la estructura 1 (base), corresponde a la suma de todas las fuerzas que debe soportar, esto es, el peso del eslabón 1, 2, 3, elementos de transmisión, motores, brazo del paciente y peso adicional para ejercicios de Chandler, que en total es 327.8500744N (inciso a, figura 60). En la estructura 2 (unión de eslabón 1 y 2) se aplica una fuerza resultante de la suma del eslabón 3, elementos de transmisión correspondientes, peso del brazo y peso adicional para ejercicios de Chandler (inciso b, figura 60) que en total suman una fuerza de 113.2945167N. Por último, en la estructura 3 la fuerza únicamente corresponde a la suma del peso del brazo y el peso adicional para los ejercicios de Chandler, la cual corresponde a 71.21468457N (inciso c, figura 60).

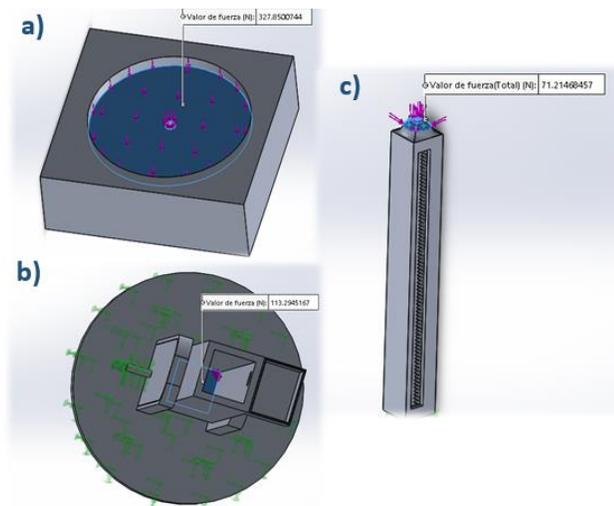


Figura 60 Fuerzas aplicadas a estructuras, a) base que recibe carga de 327.8500744N, b) cara interna de eslabón 2 que recibe fuerza de 113.2945167N, c) caras externas de eslabón 3 en contacto con brazo de paciente que reciben una fuerza equivalente a 71.21468457N.

- 3) Material: Como vimos en la sección 3.3.1, el material asignado al modelo es la aleación de aluminio 6061, el cual tiene un límite elástico de $5.51485e + 07 \frac{N}{m^2}$ (ver figura 55), este valor será de utilidad para los resultados obtenidos en los estudios posteriores.

Una vez asignados los parámetros anteriores para el análisis de elemento finito, se procede a ejecutar los resultados obtenidos, para poder evaluar la viabilidad de los materiales y el diseño propuesto para el dispositivo. En la sección de resultados, tal como se mencionó con anterioridad se muestra el desglose de varios estudios, sin embargo, para fines de este proyecto, únicamente se considerarán tres: estudio de deformación, Von Mises, y desplazamiento.

4.4. Interfaz gráfica de usuario (GUI)

El diseño de la interfaz gráfica de usuario buscó una apariencia simple pero agradable al usuario tomando en cuenta principios de creación de interfaces humano-computadora. La programación y diseño se realizó mediante el software de Matlab®.

Una vez que el fisioterapeuta enciende el dispositivo de movimientos de Codman y Chandler, el display que se encuentra en la parte de la base del modelo conceptual final mostrará la primera ventana de la interfaz de usuario, la cual permite visualizar el nombre del robot junto a una imagen representativa de los ejercicios que el dispositivo permite ejecutar (ver figura 61). Una vez que esta pantalla se muestra por tres segundos, se cierra de manera automática y se despliega la siguiente ventana.



Figura 61 Pantalla inicial de la GUI.

La figura 62 hace referencia al registro de los datos del paciente, en esta parte el fisioterapeuta debe introducir el nombre (campo obligatorio), número de seguro social o número de identificación (campo opcional), estatura (campo obligatorio),

peso (campo obligatorio) y sexo del paciente (campo obligatorio) y posteriormente presionar el botón 'enviar'.



Figura 62 Pantalla de registro de los datos del paciente.

En caso de que alguno de los datos no se haya introducido, se despliega el mensaje mostrado en la figura 63 para indicar al usuario que le falta información. Por otra parte, si la estatura o el peso no se encuentran dentro del rango para el cual se diseñó el dispositivo, en pantalla se podrán observar los mensajes de error (ver figura 64 y/o 65).

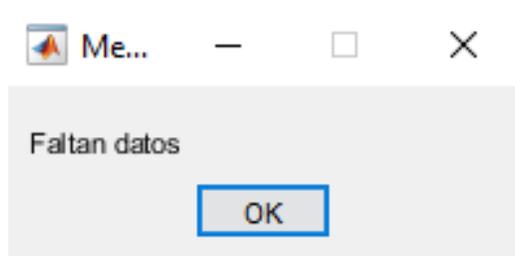


Figura 63 Mensaje que indica que faltan campos por llenar.

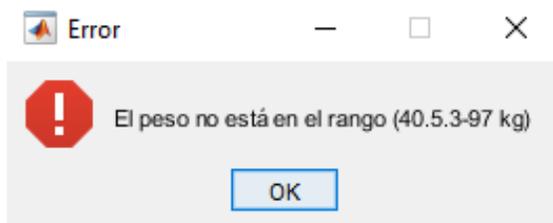


Figura 64 Mensaje de error del peso.

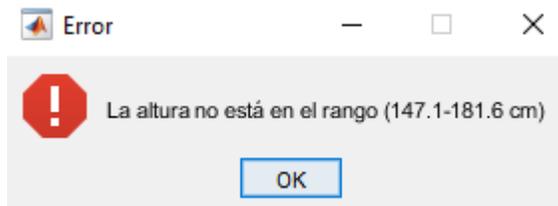


Figura 65 Mensaje de error de la estatura.

Si la información introducida por el usuario cumple con lo especificado con anterioridad, la pantalla de "Registro del paciente" se cierra e inmediatamente se despliega la pantalla de "Programación" (ver figura 66). En esta ventana se observa la información de los pacientes ingresada previamente, en caso de que algún dato sea incorrecto, basta con presionar el botón 'regresar' para volver a la pantalla anterior. Por el contrario, si los datos son correctos, el usuario debe seleccionar el

tipo de ejercicios que el paciente va a realizar e introducir el número de repeticiones y la amplitud del movimiento seleccionado. Cabe mencionar que no se cuenta con un sistema de almacenamiento de datos de los pacientes, debido a que dentro de los requerimientos no fue una solicitud de los usuarios primarios, al considerar que no es relevante se decidió omitir, sin embargo, si se llegará a presentar la necesidad de contar con una base de datos, posteriormente se puede adicionar.



Figura 66 Pantalla de programación de los ejercicios.

En caso de requerir asistencia para la programación, el usuario puede presionar el icono del signo de interrogación colocado en la parte superior derecha, en seguida se muestra una pantalla de “Ayuda” con información referente a los parámetros que el usuario ingresa, información de soporte técnico y la forma en la que se puede contactar con soporte técnico (ver figura 67).



Figura 67 Pantalla de ayuda.

Por otra parte, si el usuario desea iniciar la ejecución de los ejercicios, se requiere presionar el botón ‘comenzar’, en ese momento se verifica que todos los campos estén completos y en caso de faltar alguno se despliega el mensaje que se muestra en la figura 63, así mismo si el número de repeticiones no se encuentra en el rango

programado se despliega el mensaje de error mostrado en la figura 68 y si el valor ingresado en amplitud de movimiento no está dentro del rango para el cual se diseñó el dispositivo se muestra el mensaje de error ilustrado en la figura 69.

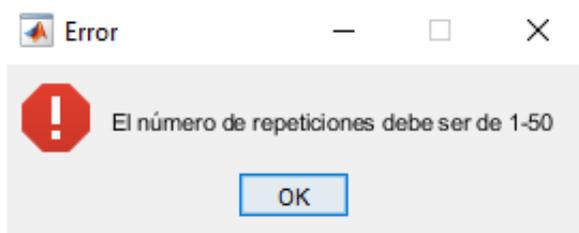


Figura 68 Mensaje de error del número de repeticiones.

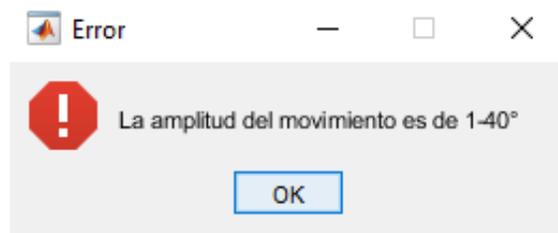


Figura 69 Mensaje de error de la amplitud del movimiento.

Si, por el contrario, se cumple con lo establecido, la interfaz despliega el mensaje de confirmación (ver figura 70) con la intención de que el terapeuta verifique que el paciente está en la postura correcta para ejecución de los ejercicios. En este mensaje el usuario puede seleccionar la opción 'no', para tomar su tiempo y colocar al paciente de la manera correcta o presionar el botón 'si' para confirmar que todo está listo.

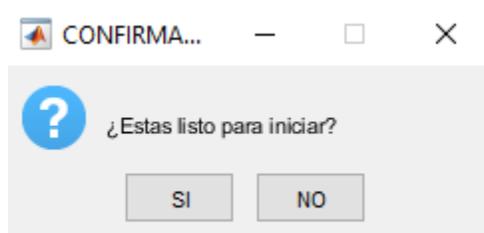


Figura 70 Mensaje de confirmación para iniciar los ejercicios.

Posterior a ello, la pantalla de “Programación” se cierra y se despliega la pantalla “Cargando” (ver figura 71), la cual simboliza el tiempo que el dispositivo requiere para procesar la información capturada y preparar al dispositivo para la posterior ejecución de los ejercicios. Después de observar por 5 segundos dicha ventana, esta se cierra de manera automática y el dispositivo comienza a ejecutar los ejercicios programados mientras se observa la interfaz presentada en la figura 72.



Figura 71 Pantalla cargando.



Figura 72 Pantalla de ejecución de los ejercicios.

Una vez finalizados los ejercicios programados se despliega la pantalla ilustrada en la figura 73, en la cual el usuario tiene la opción 'repetir' la secuencia de los ejercicios programados con anterioridad confirmando nuevamente si el paciente está listo (ver figura 70), también puede presionar el botón 'elegir nuevo movimiento' con el cual se cierra la ventana y se despliega la ventana ilustrada en la figura 74 en la cual se deben programar los nuevos ejercicios y finalmente tiene la opción de salir la cual nos manda a la interfaz inicial (ver figura 62).

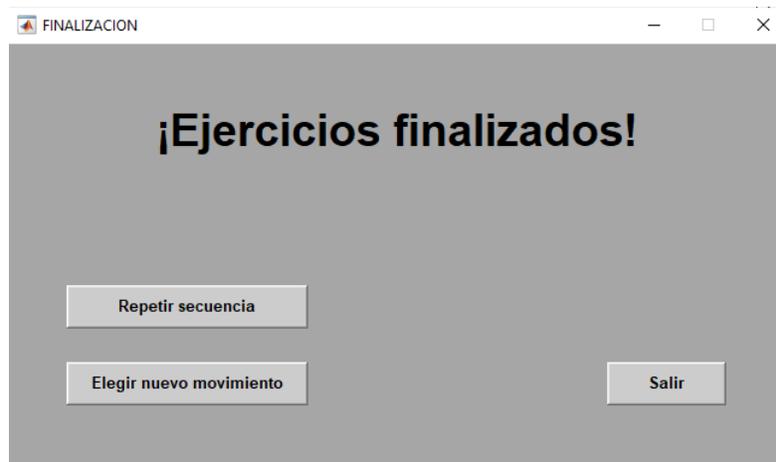


Figura 73 Pantalla de finalización de los ejercicios.

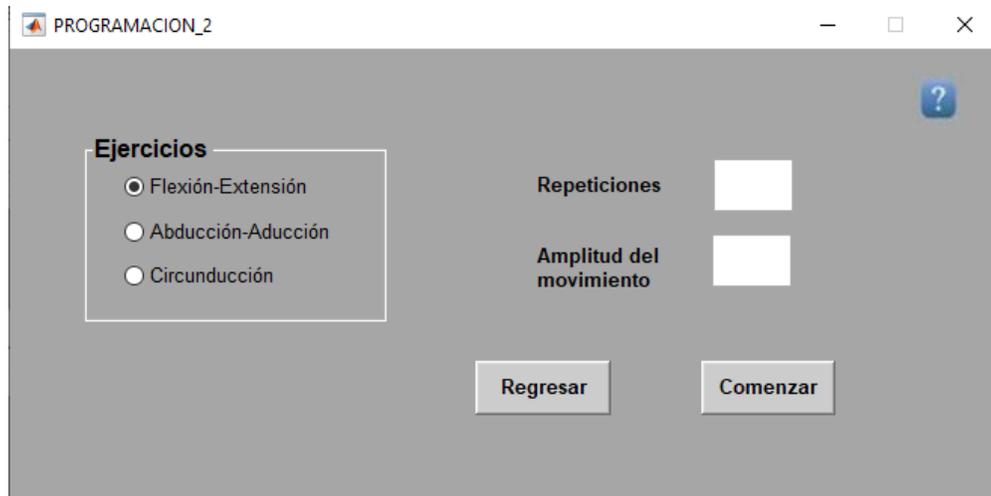


Figura 74 Pantalla para programar nuevos ejercicios.

Al concluir el diseño de la interfaz gráfica de usuario, se convirtió el programa en un archivo .exe con el fin de que se pudiera ejecutar sin necesidad de tener instalado el software (Matlab®).

4.5. Implementación de EUS

En esta sección procedimos a evaluar la usabilidad de la misma mediante la escala EUS, para lo cual se solicitó a 17 usuarios que usaran la propuesta de interfaz gráfica de usuario el tiempo que consideraran necesario para familiarizarse y posteriormente realizaran el test EUS (ver anexo 12).

Capítulo 5: Resultados

En este capítulo se presentan los resultados obtenidos durante el desarrollo de este trabajo los cuales consisten en el modelo conceptual 3D final del dispositivo asistente de movimientos de Codman y Chandler desarrollado en SolidWorks®, diseñado con base en los requerimientos y características descritos en la sección anterior; el análisis del diseño propuesto abarca las trayectorias de los movimientos del modelo 3D (flexión-extensión, aducción-abducción y circunducción); el estudio de esfuerzos y deformaciones mediante el método de elemento finito para la verificación de los materiales seleccionados y finalmente la interfaz gráfica de usuario.

5.1 Modelo conceptual final

En este apartado se realiza una presentación del modelo conceptual del dispositivo asistente de movimientos de Codman y Chandler final, el cual es mostrado en formato renderizado donde se puede visualizar de una manera más real lo que podría ser el prototipo físico (considerando un trabajo a futuro), debido a que el dispositivo cuenta con los materiales correspondientes a cada pieza y por lo tanto se logran observar las respectivas texturas en cada estructura.

En la figura 75 se puede observar la vista frontal del modelo conceptual final, donde se realizó una representación del modelo en conjunto con la pantalla táctil (rectángulo color azul) que muestre la GUI al usuario primario y un botón de encendido apagado (botón color rojo). Así mismo, en la figura 76 se muestra una vista lateral de dicho modelo, donde pueden observarse otros detalles como la corredera; en la figura 77 se presenta una vista superior (vista de arriba hacia abajo) y en la figura 78 una vista inferior (pueden observarse detalles como las llantas).



Figura 75 Vista frontal de modelo conceptual final.

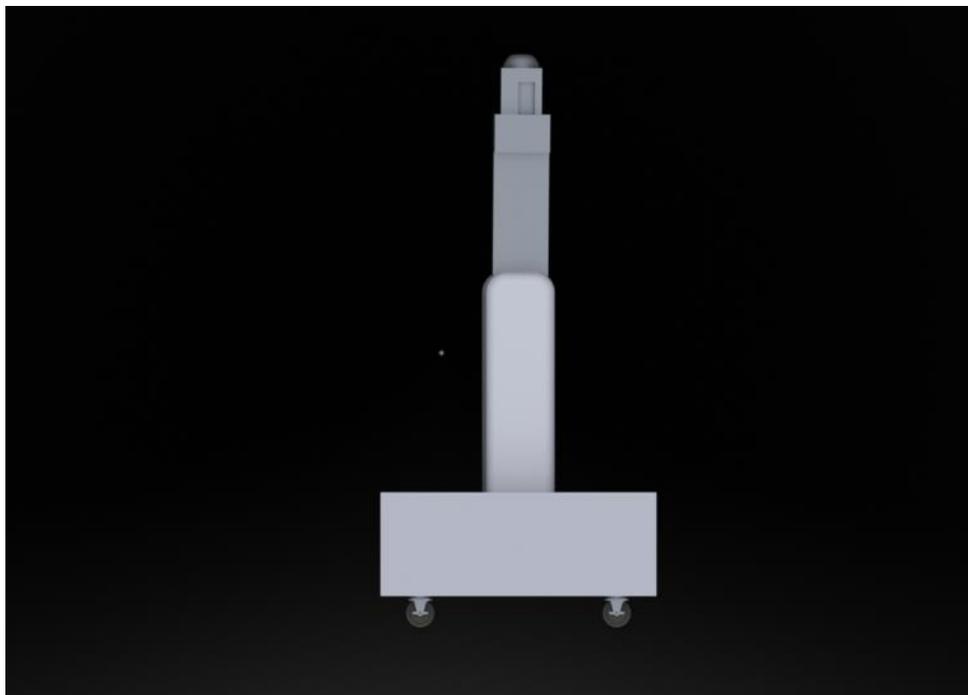


Figura 76 Vista lateral de modelo conceptual final.

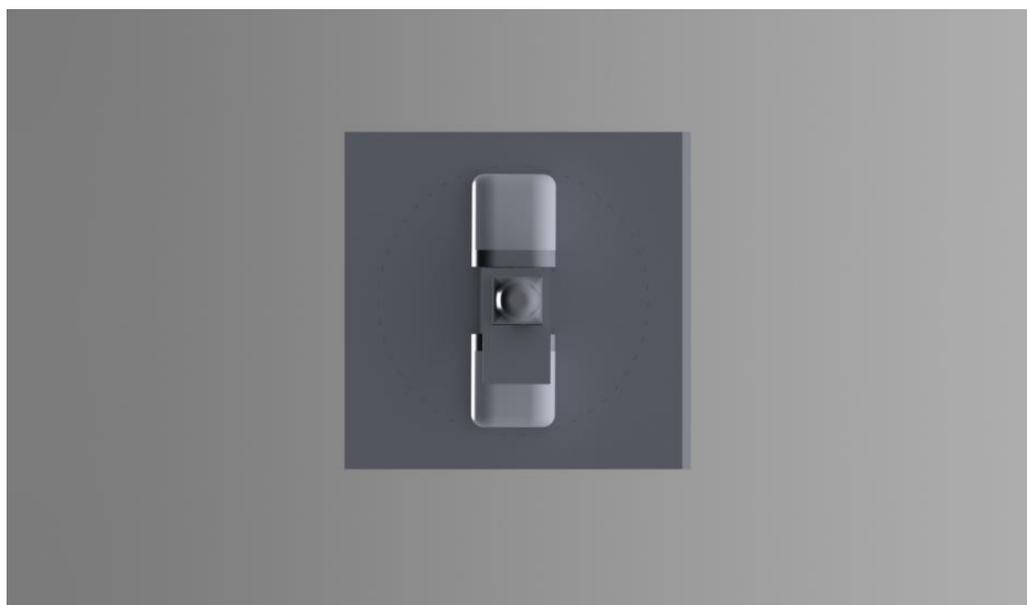


Figura 77 Vista superior de modelo conceptual final.

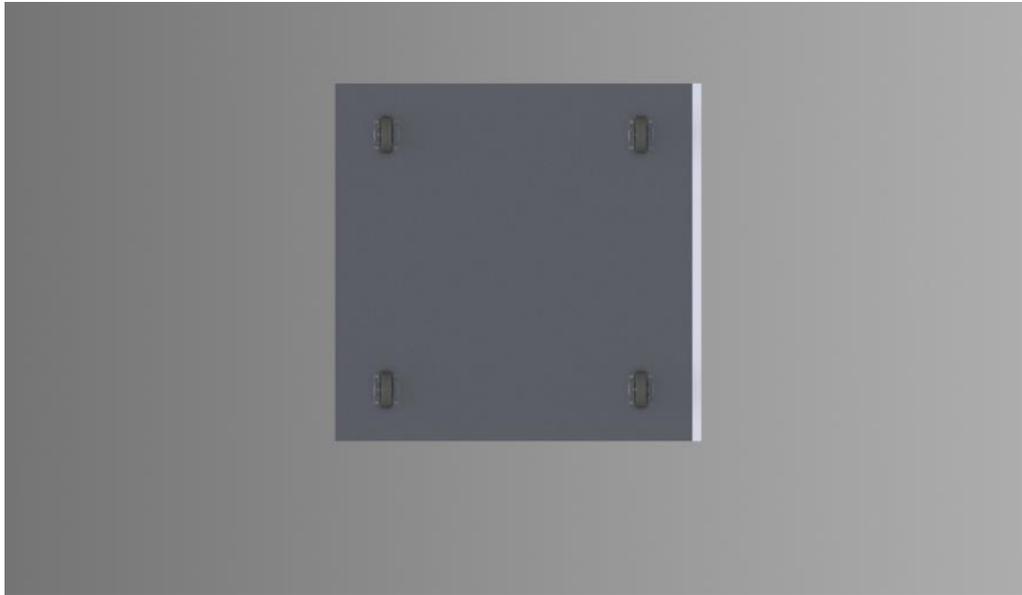


Figura 78 Vista inferior de modelo conceptual final.

En la figura 79 y 80 se presenta el modelo en sus vistas isométricas superior e inferior respectivamente, donde pueden visualizarse de mejor manera todas las piezas que lo componen. Además, se muestra una imagen del modelo con el tercer eslabón en su máxima extensión y con el segundo eslabón con una angulación de 40°, haciendo representación a la posición alcanzada durante la ejecución de los ejercicios (ver figura 81).

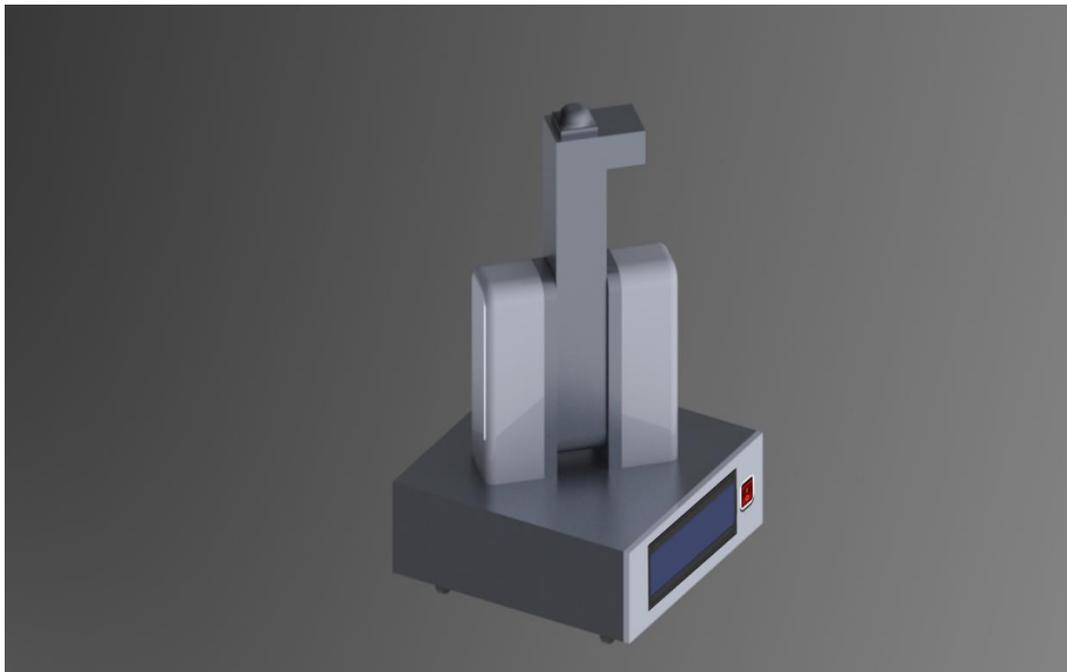


Figura 79 Vista isométrica superior de modelo conceptual final.

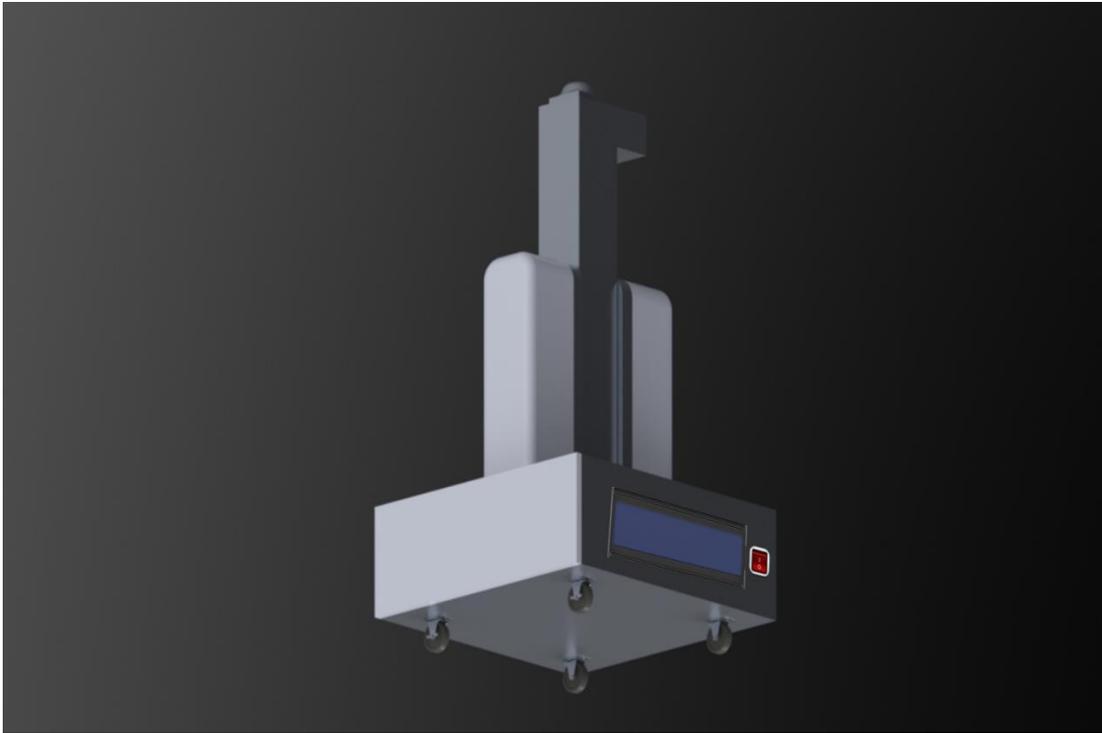


Figura 80 Vista isométrica inferior del modelo conceptual final.



Figura 81 Vista isométrica con corredera extendida y angulación a 40°.

Para finalizar con este apartado, en la figura 82 se realiza una representación final de lo que sería el paciente posicionado adecuadamente en el respaldo, la ilustración solo es representativa y no se encuentra a escala. En el inciso a se puede observar que el dispositivo se encuentra en posición inicial (home) y próximo al paciente y por el contrario en el inciso b, el dispositivo está accionado y alcanza los 40° y la máxima extensión de la corredera (37.8 cm, considerando un paciente con 181.6 cm de altura), en lo que simularía el movimiento de flexión.

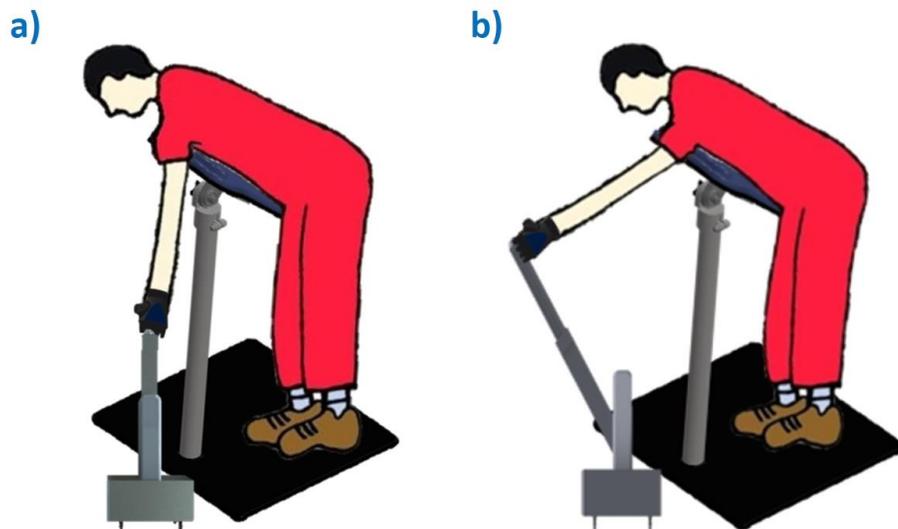


Figura 82 Representación de paciente posicionado en respaldo con dispositivo en posición de home (inciso a) y movimiento de flexión a 40° (inciso b).

5.2 Simulación y trayectorias de modelo conceptual final

En esta sección, después de haber importado el modelo 3D de Solidworks® a Matlab® y establecido los movimientos a realizar, se procede con el armado del diagrama del modelo en Simulink, para lo cual utilizamos los bloques de constante, de ganancia y de secuencia repetitiva. Las constantes, tal como se puede observar en la figura 83 en el caso del eslabón 1 y 2, indicarán en qué eje se realizará el movimiento (indicado con 1) y los ejes que permanecerán inactivos (indicado con 0), sin embargo, para el eslabón 3 estas constantes posicionarán en el centro al eslabón haciendo los desplazamientos necesarios para que quede ensamblado correctamente. En el caso de las secuencias repetitivas, para el eslabón 1 y 2 enviará datos en tiempo/grados para el movimiento rotacional en conjunto con el bloque de ganancia que corresponde a la fórmula de conversión de grados a radianes para que el bloque de simulación ejerza correctamente los movimientos y para el caso del eslabón 3 esta secuencia enviará valores en el eje Z para el desplazamiento de dicho eslabón.

A continuación, se configuraron todos los valores proporcionados para el movimiento del modelo, primero, se estableció un tiempo de simulación de 60 segundos, después, para el caso del eslabón 1, un rango de movimiento de 0 a 360

grados, para el eslabón 2, de -40 a 40 grados y para el eslabón 3 valores desde 0 a 37.8 cm debido que se consideró para un paciente con la altura máxima (181.6 cm), sin embargo, cuando la altura sea diferente, de manera automática el dispositivo tendrá la capacidad de calcular la distancia que debe alcanzar el elemento final para adecuarse al paciente. La manera en que el modelo lo realiza es a partir de la lectura de la altura (H), una vez que el fisioterapeuta ingresa este dato en la GUI, se multiplicará por 0.44 el cual es el valor porcentual correspondiente a la suma de los segmentos que conforman todo el brazo (ver figura 22) y dará como resultado la longitud del brazo (B), después de esto, tal como se explicó en la sección 4.2 “Modelo conceptual inicial específicamente en el punto” 4.2.1 “Cálculos para la obtención de dimensiones”, se calculará la distancia que el eslabón 2 en conjunto con el eslabón 3 deben alcanzar y posteriormente el desplazamiento que debe realizar el eslabón 3, para esto se tiene lo siguiente, donde L es la mínima longitud del segundo y tercer eslabón (valor ya establecido de 52.24182151) y Ψ adquiere el valor de 40° (por ser el máximo ángulo alcanzado por el dispositivo), de esta forma se sustituirán de manera automática los datos, arrojando el valor que la corredera debe extenderse para poder conseguir la distancia máxima (F). A continuación, se presenta un ejemplo considerando un sujeto con una altura de 160 cm.

$$B = 0.44 * H = 0.44 * 160cm = 70.4cm$$

$$D^2 = (L + B)^2 + B^2 - 2(L + B)B \cos \Psi$$

$$D^2 = (52.24182151 + 70.4)^2 + 70.4^2 - 2(52.24182151 + 70.4)(70.4) \cos 40^\circ$$

$$D = 82.27481446 \text{ cm}$$

$$F = D - L = 90.08377962 \text{ cm} - 52.24182151 \text{ cm} = 30.03299295 \text{ cm}$$

Además, es importante mencionar que se realizaron tres simulaciones, la primera presenta el movimiento de circunducción (primer eslabón girando 360° , segundo eslabón a 20° , tercer eslabón desplazándose hasta 37.8 cm), la segunda y tercera corresponden a la flexión-extensión y aducción-abducción, entre los cuales, lo único que cambia es el posicionamiento inicial del primer eslabón (eslabón 1 a 0° o 90° según esté colocado el dispositivo respecto al paciente, eslabón 2 de -40 a 40° y eslabón 3 hasta 37.8 cm). Cabe mencionar que los valores propuestos son representativos para la simulación y podrían ser modificados y ajustados dependiendo de las características del paciente.

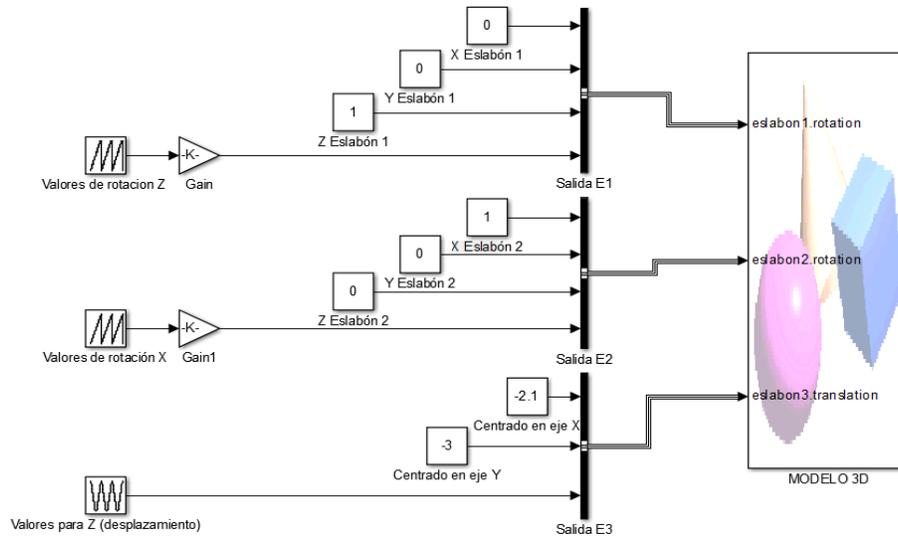


Figura 83 Diagrama de bloques de control de modelo 3D.

Adicional a la simulación se realizaron gráficas de las trayectorias del modelo 3D, en los 3 movimientos establecidos (circunducción, flexión-extensión y aducción-abducción), para esto se agregaron algunos bloques respecto al diagrama anterior, tales como el bloque de Función de Matlab en el cual se colocó la función de Denavit Hartenberg y se establecieron los parámetros de entrada (q_1, q_2, d_3, L_1, L_2) los cuales nos indican los ángulos que se trabajarán y las distancias propias del dispositivo, así como las variables de salida (x, y, z) que nos indican las posiciones finales del elemento terminal del modelo 3D. Aunado a esto, se agregaron tres bloques de obtención de datos de los valores de las posiciones x, y y z para pasarlos al espacio de trabajo de Matlab y posteriormente manipularlas para graficarlas y de esta manera poder visualizar la trayectoria del elemento final (ver figura 84).

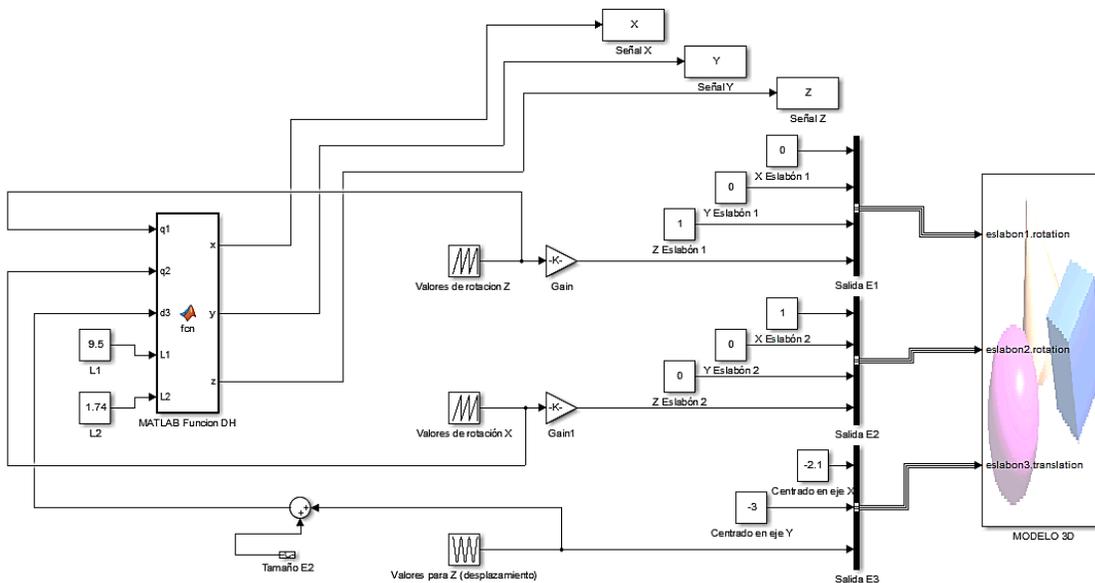


Figura 84 Diagrama completo de graficado y simulación de modelo 3D.

Una vez realizado lo anterior, haciendo uso del software Matlab® se obtuvieron las trayectorias de cada movimiento, en la figura 85 podemos observar en un plano tridimensional el comportamiento del modelo durante el movimiento de circunducción (ver anexo 13, video de simulación de movimiento de circunducción), se visualiza una trayectoria circular, en donde conforme avanza de 0 a 360 grados la rotación del primer eslabón y el brazo, se va desplazando la corredera hasta alcanzar la máxima extensión, esto con la idea de irse adaptando a la distancia requerida por el brazo del paciente, por esto se logra ver un ascenso respecto al eje Z, a su vez conforme va acercándose nuevamente el elemento final del dispositivo se va reduciendo el tamaño del eslabón 3 haciendo que descienda nuevamente.

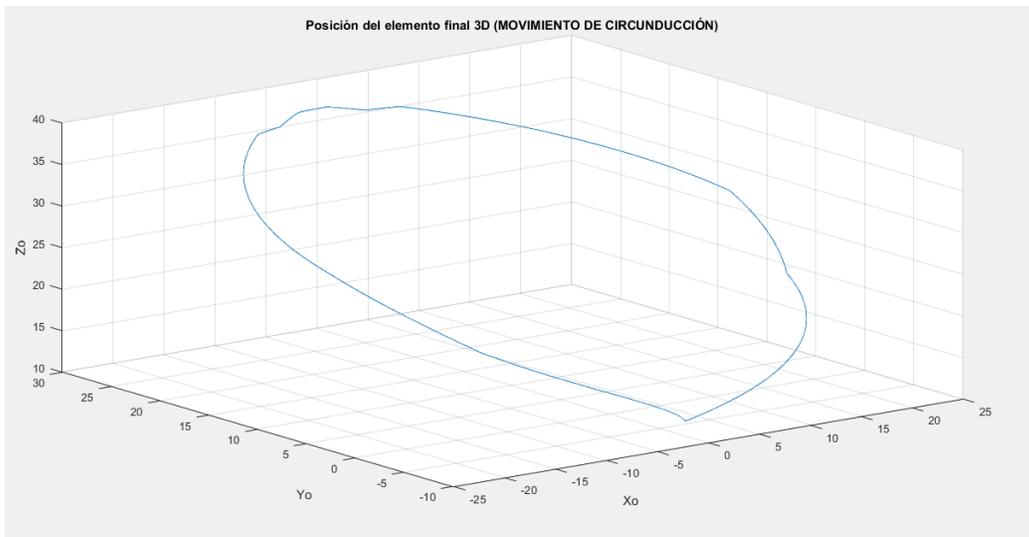


Figura 85 Representación 3D, plano X, Y, Z de trayectoria de movimiento de circunducción.

En la figura 86 se puede observar una figura circular, este movimiento es la trayectoria que el brazo sigue y es el que se puede visualizar en un plano bidimensional respecto al eje X y Y.

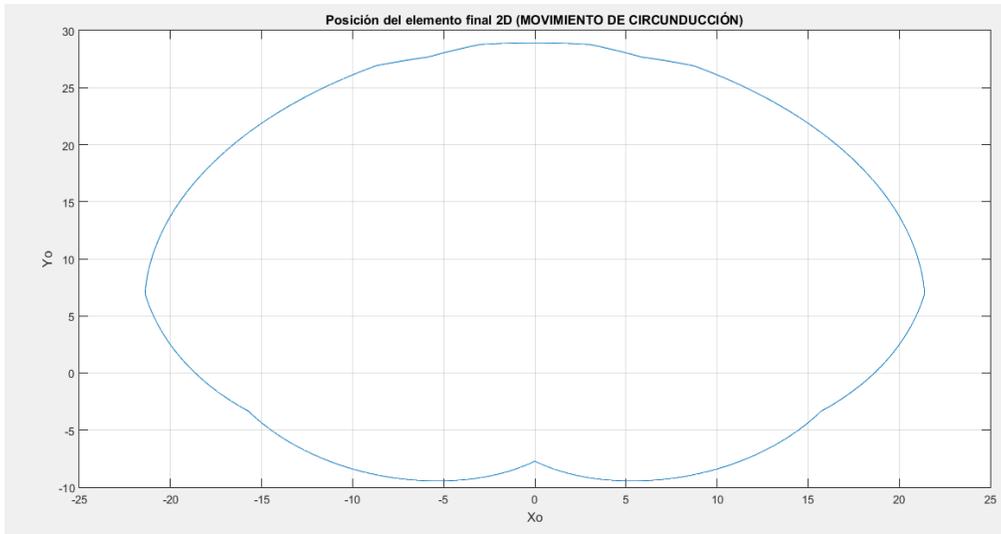


Figura 86 Representación 2D, plano X y Y de trayectoria de movimiento de circunducción.

En la figura 87, como se mencionó anteriormente se puede visualizar la representación bidimensional del plano Y y Z, donde conforme va incrementando la rotación del dispositivo, se va alejando el elemento terminal y el brazo por lo que el eslabón 3 va aumentando su longitud y por consecuencia se nota un ascenso del elemento final en el eje Z, de igual forma descende en el momento en el que el elemento terminal en conjunto con el brazo del paciente se acerca nuevamente, todo esto con la intención de mantener siempre en contacto el dispositivo con la mano del paciente a partir de la variación de la distancia.

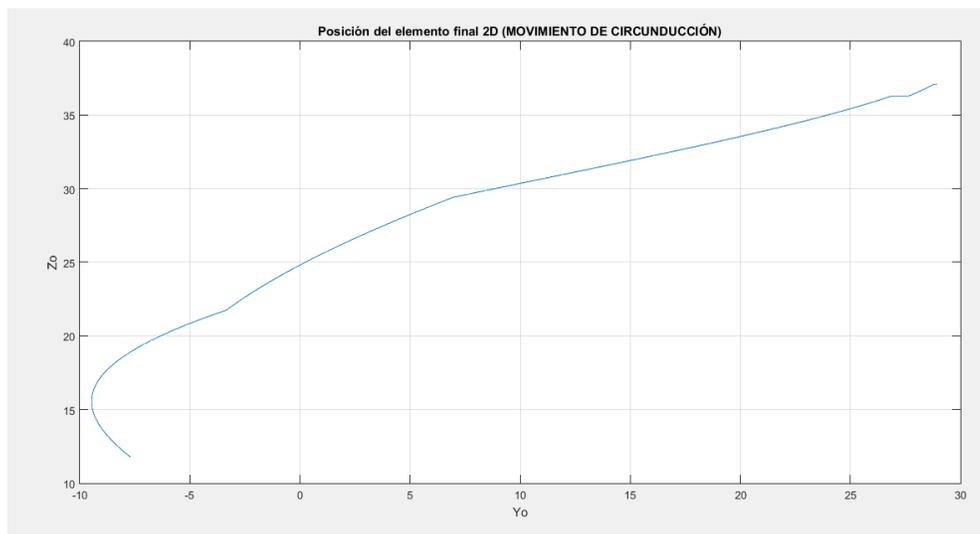


Figura 87 Representación 2D, plano Y y Z de trayectoria de movimiento de circunducción.

En la figura 88, se muestra un plano 2D de X y Z, donde vemos claramente la trayectoria circular con ascenso y descenso del elemento terminal tal como se ha venido mencionando.

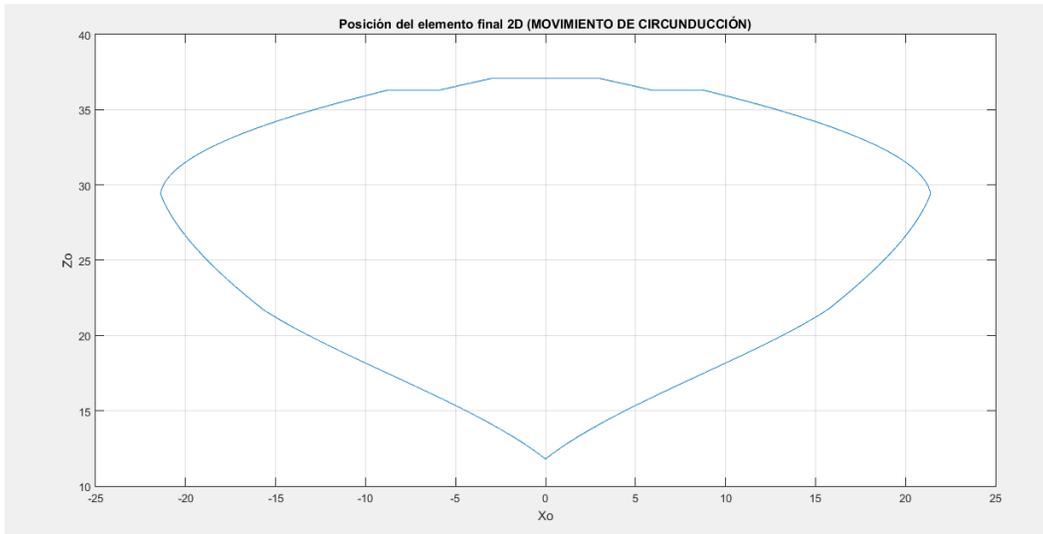


Figura 88 Representación 2D, plano X y Z de trayectoria de movimiento de circunducción.

En la figura 89 se representa tridimensionalmente el movimiento de flexión-extensión (ver anexo 13, video de simulación de movimiento de flexión-extensión), de esta manera se observa una trayectoria parabólica, donde en el tiempo 0, el modelo tiene la longitud mínima, debido a que el paciente tiene únicamente suspendido el brazo por efecto de la gravedad, después, conforme el segundo eslabón va alcanzando 40° y -40° de inclinación el brazo va haciendo los movimientos de extensión y flexión haciendo que el elemento final alcance la máxima longitud de extensión, por esta razón se observa ascenso en el eje Z.

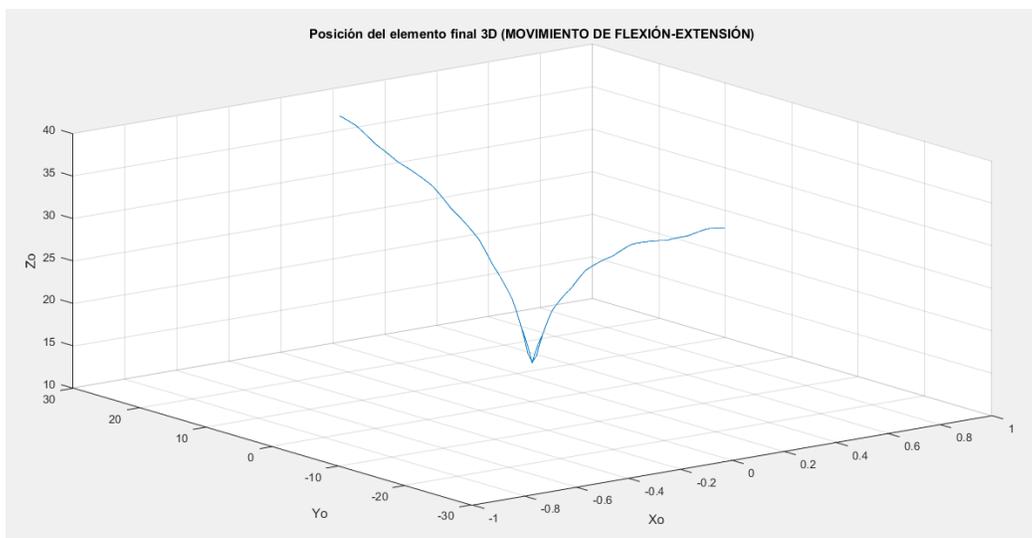


Figura 89 Representación 3D, plano X, Y, Z de trayectoria de movimiento de flexión-extensión.

En la figura 90, se muestra la representación 2D de los ejes X y Y, donde la línea recta indica cómo el elemento terminal está realizando un movimiento arriba-abajo.

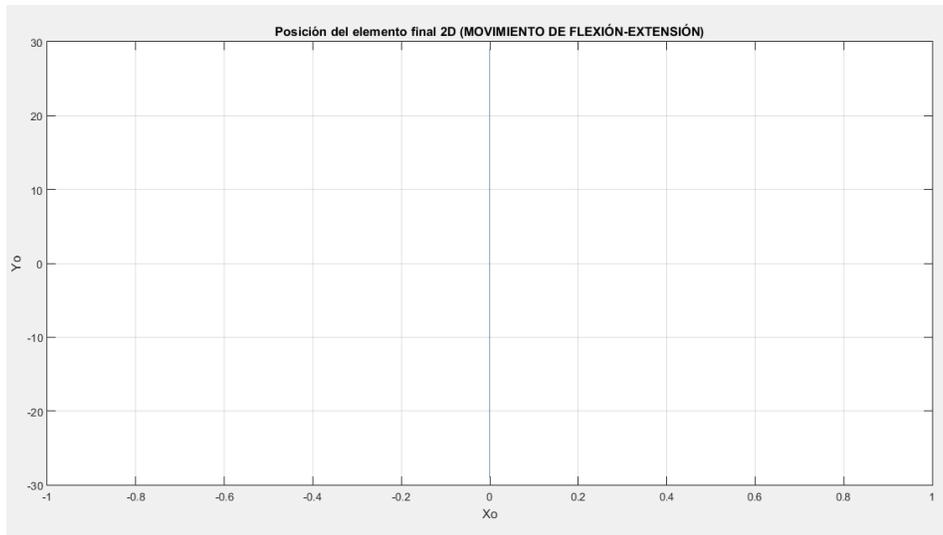


Figura 90 Representación 2D, plano X y Y de trayectoria de movimiento de flexión-extensión.

En la figura 91 se presenta un plano bidimensional en Z y Y, donde se observa justamente que al inicio de la simulación el modelo se encuentra en la longitud mínima y conforme se inclina se va extendiendo la corredera para poder seguir en contacto con la mano del paciente.

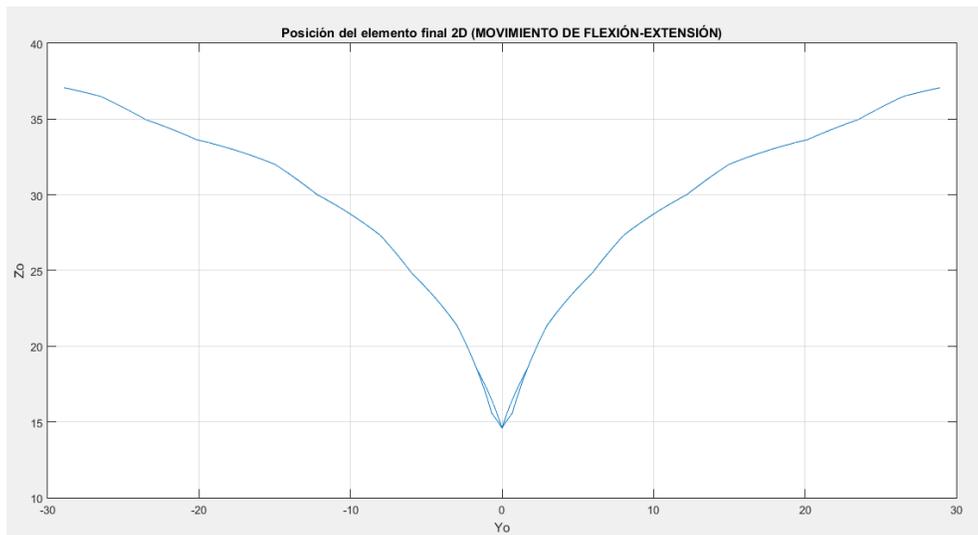


Figura 91 Representación 2D, plano Y y Z de trayectoria de movimiento de flexión-extensión.

En la figura 92, se muestra una representación 2D, del ascenso mencionado anteriormente, donde claramente se observa entorno al eje Z.

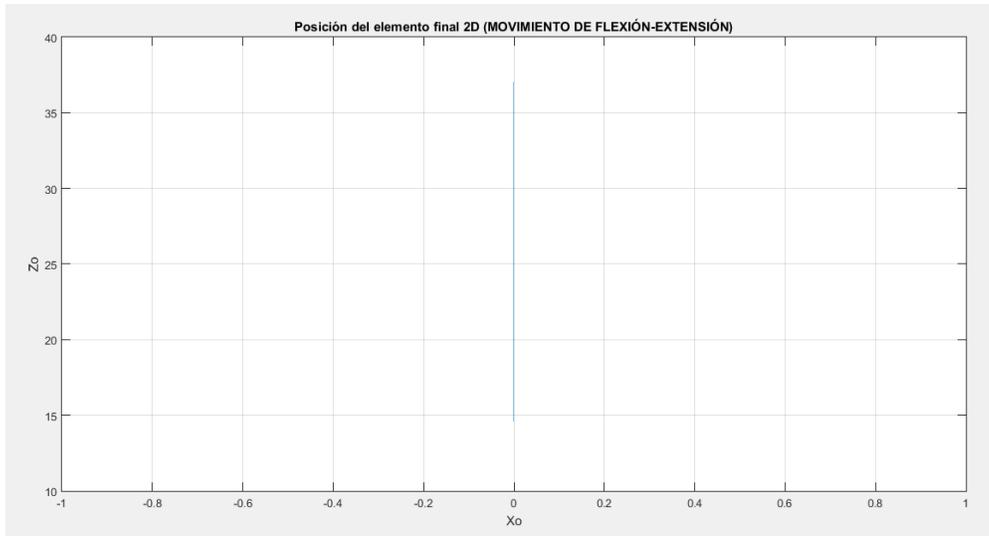


Figura 92 Representación 2D, plano X y Z de trayectoria de movimiento de flexión-extensión.

Continuando, en la figura 93 se muestra en un plano tridimensional el comportamiento del modelo en un movimiento aducción-abducción (ver anexo 13, video de simulación de movimiento de abducción-aducción) donde de igual forma que en el movimiento de flexión-extensión se observa una trayectoria parabólica, sin embargo, presenta una rotación de 90 grados respecto al eje z (rotación en eslabón 1), esto con la finalidad de hacer movimientos lado a lado, no obstante, la trayectoria es igual.

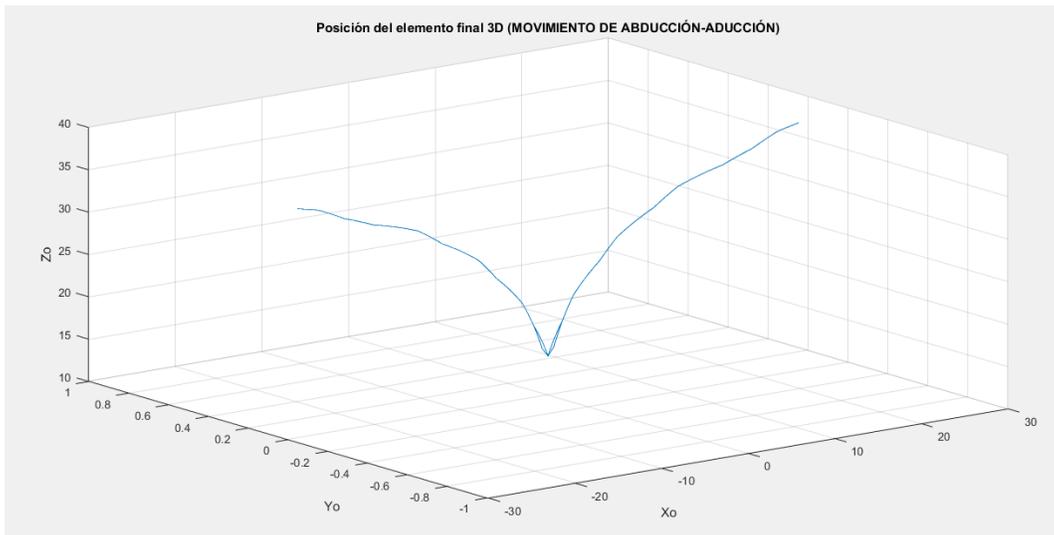


Figura 93 Representación 3D, plano X, Y, Z de trayectoria de movimiento de abducción-aducción.

En la figura 94 se representa en un plano bidimensional (X, Y) el movimiento lado a lado mencionado con anterioridad, y la rotación de 90° respecto al movimiento arriba-abajo de la flexión y extensión.

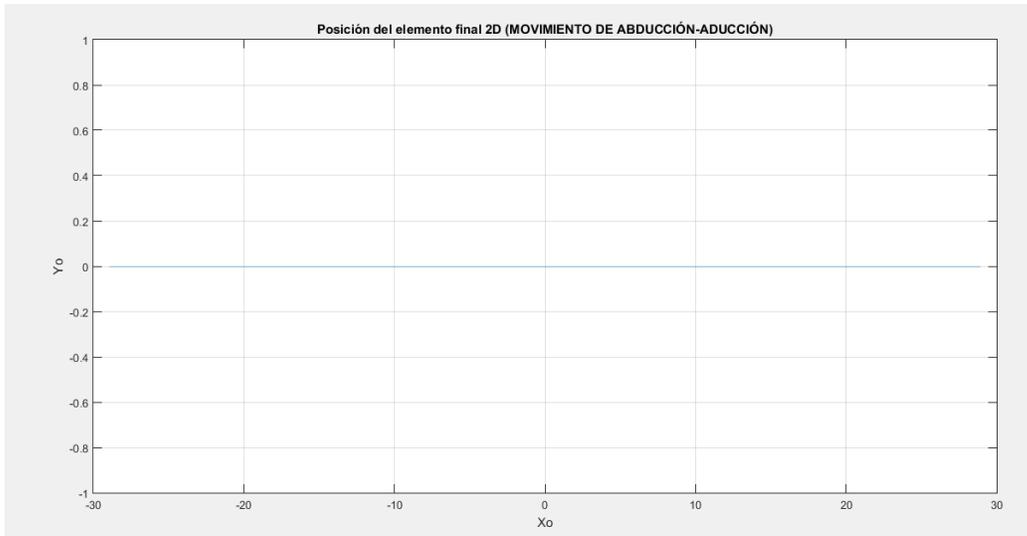


Figura 94 Representación 2D, plano X y Y de trayectoria de movimiento de abducción-aducción.

En la figura 95 se muestra el mismo movimiento bidimensional (Y, Z) de ascenso mencionado antes, donde claramente se observa entorno al eje Z.

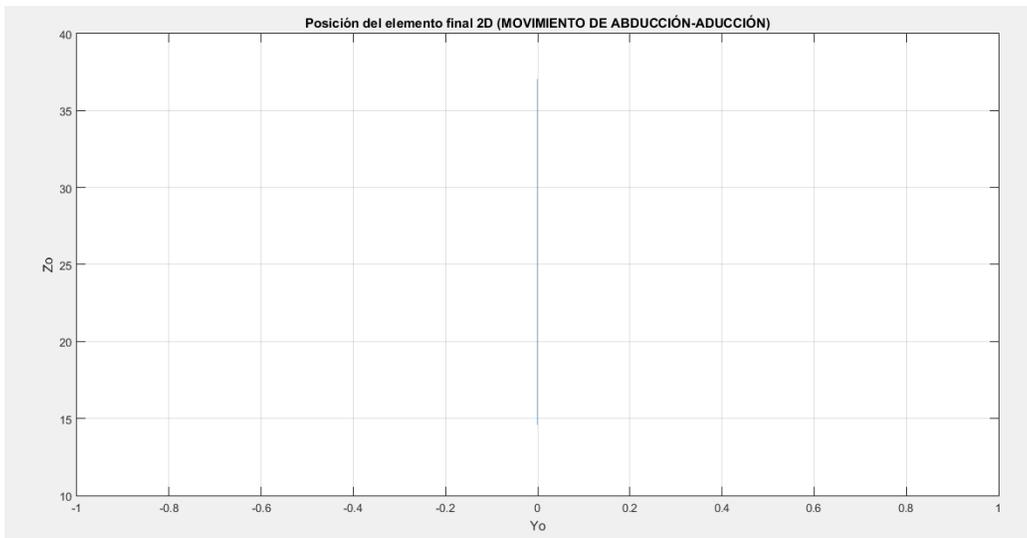


Figura 95 Representación 2D, plano Y y Z de trayectoria de movimiento de abducción-aducción.

Por último, en la figura 96 se representa en un plano bidimensional (X, Z) la trayectoria parabólica del movimiento de abducción-aducción, donde como ya se comentó anteriormente en el centro se encuentra en la extensión mínima y conforme va alcanzando los $-40/40^\circ$ alcanza la extensión máxima el eslabón 3.

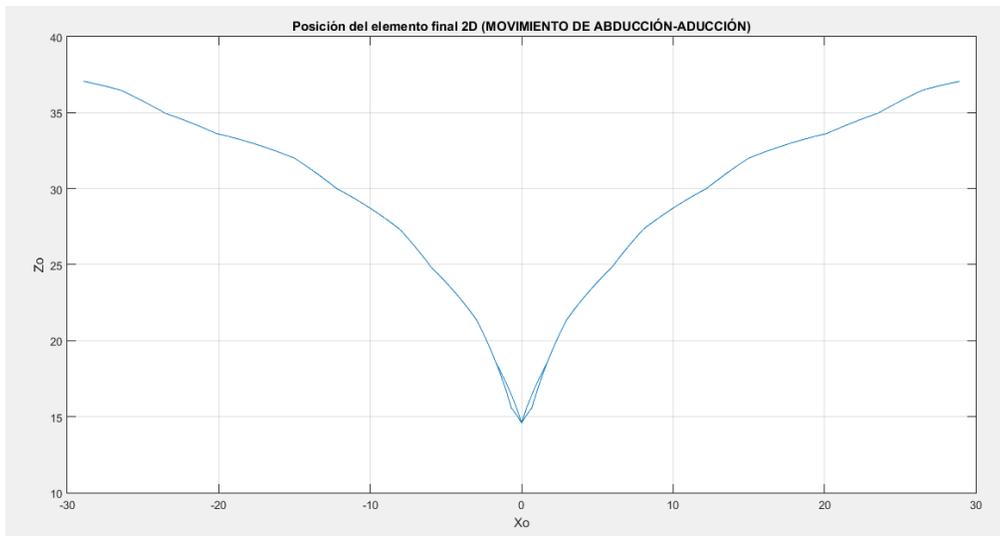


Figura 96 Representación 2D, plano X y Z de trayectoria de movimiento de abducción-aducción.

Estas gráficas tienen como única finalidad mostrar la capacidad del dispositivo de realizar los tres movimientos del hombro establecidos en los requerimientos y verificar los rangos alcanzables, y no forman parte de la GUI diseñada para los terapeutas.

5.3 Análisis por elemento finito de la estructura mecánica

Para iniciar con esta sección, es importante tener en cuenta las características generales y propiedades físicas y mecánicas de la Aleación de aluminio 6061 (material a evaluar), donde considerando las mismas se puede concluir que la elección se realizó a partir de la observación del equilibrio entre sus propiedades, es decir, presenta una buena resistencia mecánica y a la corrosión y a su vez una baja densidad, lo que hace que el material sea viable por el tema de portabilidad y ligereza del dispositivo, pero a su vez garantiza su excelente calidad respecto a la resistencia de los materiales.

El análisis se efectuó en SolidWorks Simulation®, el primer estudio a considerar es la deformación, en este caso únicamente se visualiza si la deformación que sufren las piezas es la esperada de acuerdo a las sujeciones y fuerzas aplicadas, se representa por medio de una animación en SolidWorks®, sin embargo, en la figura 97, 98 y 99 se muestran los cambios de las piezas 1, 2 y 3 respectivamente, donde en el inciso a de cada una se muestra la pieza original sin ninguna fuerza aplicada y en el inciso b aparecen las piezas con deformación después de someter a una carga.

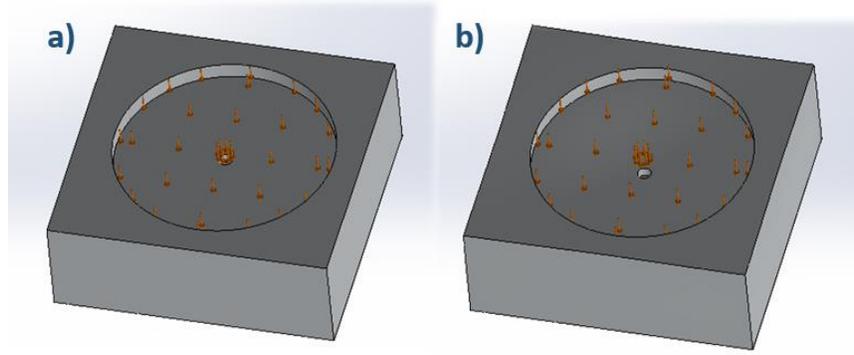


Figura 97 Deformación en pieza 1, a) pieza original, b) pieza con deformación

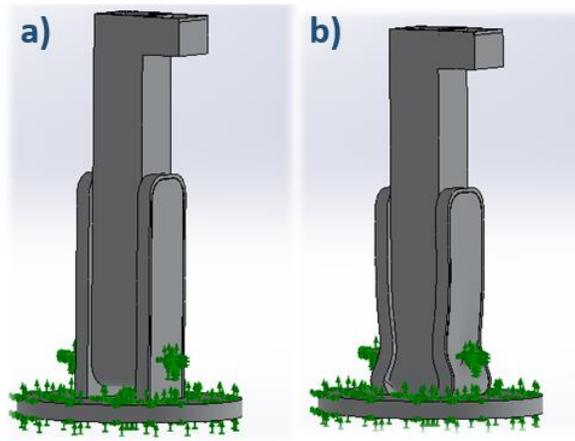


Figura 98 Deformación en pieza 2, a) pieza original, b) pieza con deformación.

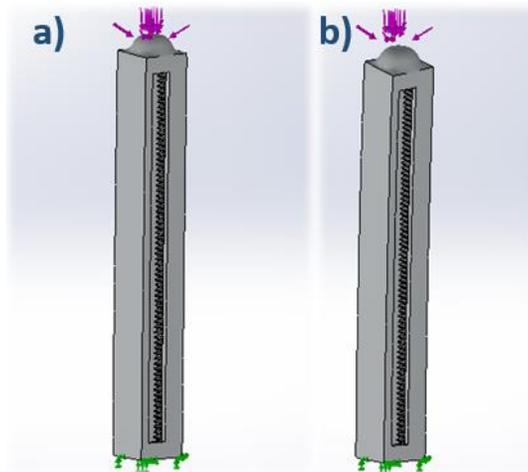


Figura 99 Deformación en pieza 3, a) pieza original, b) pieza con deformación

El estudio de Von Mises, está dado en unidades de $\frac{N}{m^2}$ y nos indica la cantidad de distorsión que sufre el material ante las cargas efectuadas, de manera simple, nos permite contestar al cuestionamiento de ¿Se puede romper?, de esta forma podemos comparar la tensión de Von Mises con la tensión máxima admisible del material (límite elástico de $5.51485e + 07 \frac{N}{m^2}$), entonces como observamos en la figura 100, para el caso de la estructura 1 (inciso a), según la escala de colores (color azul indica mínima distorsión, color rojo máxima distorsión), la tensión máxima que alcanzará en algunas zonas es de $3.524e + 05 \frac{N}{m^2}$, en el caso de la estructura 2 (inciso b), la tensión máxima obtenida es de $4.488e + 04 \frac{N}{m^2}$ y para la estructura 3, la máxima tensión en algunas áreas corresponde a $6.178e + 04 \frac{N}{m^2}$, observando que en efecto ninguno de estos valores logra superar o estar próximo al valor del límite elástico, por lo cual podemos decir que bajo los resultados de este estudio es viable el diseño y material empleado para el dispositivo.

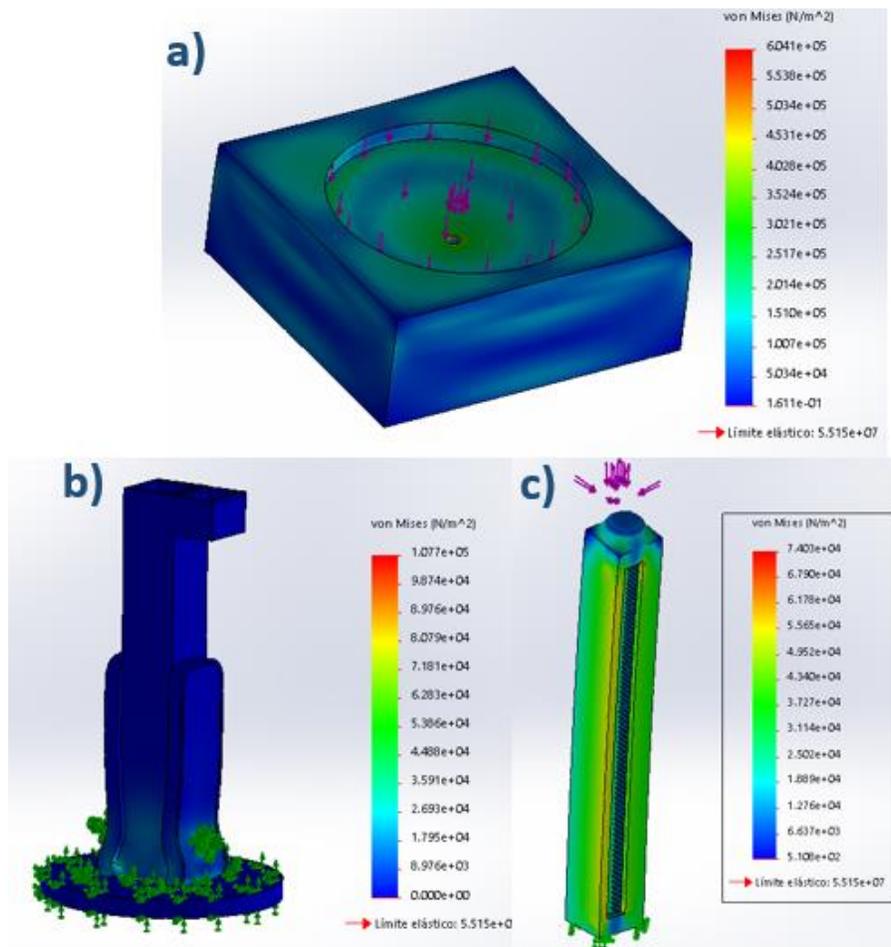


Figura 100 Estudio de Von Mises para estructuras, a) estudio de Von Mises para estructura 1, máximo valor obtenido $3.524e+05 \text{ N/m}^2$, b) estudio de Von Mises para estructura 2, máximo valor obtenido de $4.488e+04 \text{ N/m}^2$, c) estudio de Von Mises para estructura 3, máximo valor obtenido de $6.178e+04 \text{ N/m}^2$.

El tercer estudio a evaluar es el desplazamiento, el cual está dado en unidades de distancia (milímetros) y nos indica la cantidad de deslizamiento resultante al aplicar las fuerzas seleccionadas, en este análisis el desplazamiento resultante para la estructura 1 se puede visualizar en el inciso a de la figura 101, donde el valor de deformación máximo registrado corresponde a $3.992e - 03mm$, para el caso de la estructura 2 (inciso b), se observan zonas con deformación de hasta $3.472e - 05mm$, para la estructura 3, se obtuvo un valor máximo de deformación de $1.259e - 03mm$ para la parte final del eslabón 3. Como se puede observar en cada una de las piezas los valores de desplazamiento no alcanzan ni si quiera una centésima de milímetro por lo cual no sufrirían ningún tipo de daño estructural a partir del diseño y materiales establecidos.

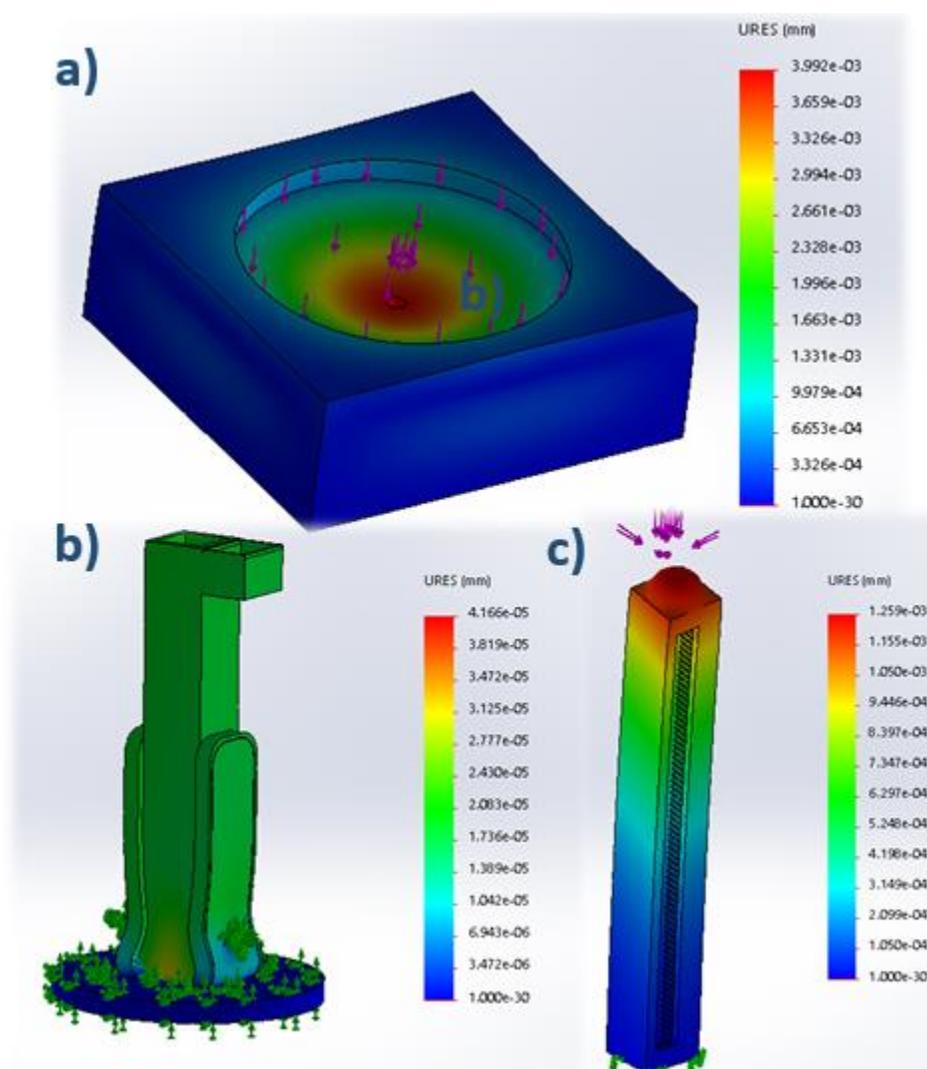
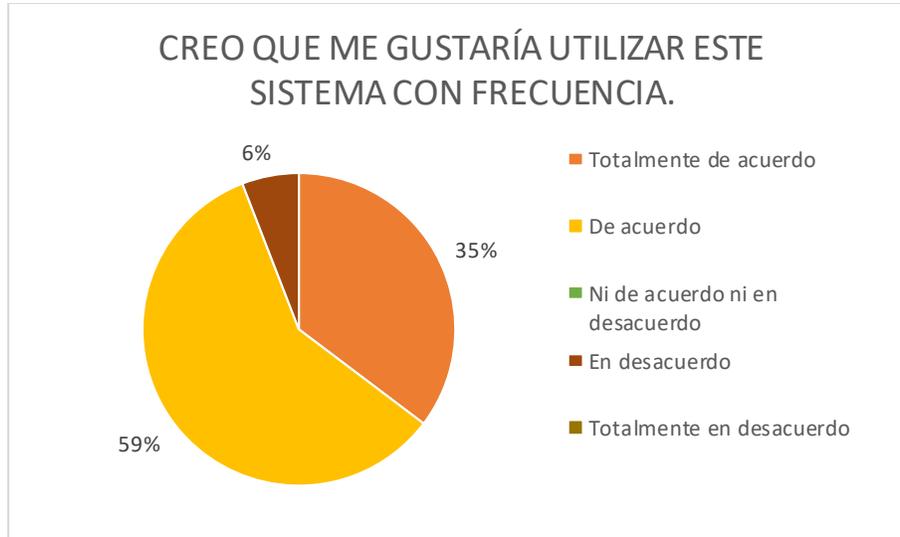


Figura 101 Estudio de desplazamiento de las estructuras, a) desplazamiento máximo de $3.992e-03mm$ para algunas zonas de la estructura 1, b) desplazamiento máximo de $3.472e-05mm$ para algunas zonas de la estructura 2, c) desplazamiento máximo de $1.259e-03mm$ para algunas zonas de la estructura 3.

5.4 Análisis de la escala de usabilidad EUS en la GUI

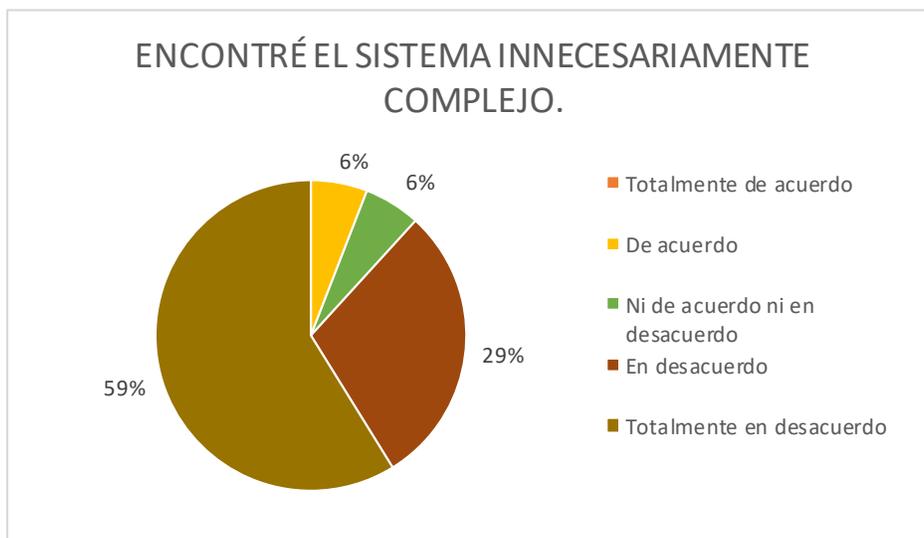
Este apartado muestra los resultados obtenidos al realizar el test de usabilidad EUS de la GUI a 17 usuarios primarios. A continuación, se muestran los resultados obtenidos en cada uno de los 10 ítems.

De acuerdo con la gráfica 15 referente a si a los usuarios les gustaría utilizar la interfaz con frecuencia: el 35% está totalmente de acuerdo, el 59% está de acuerdo y solo el 6% está en desacuerdo.



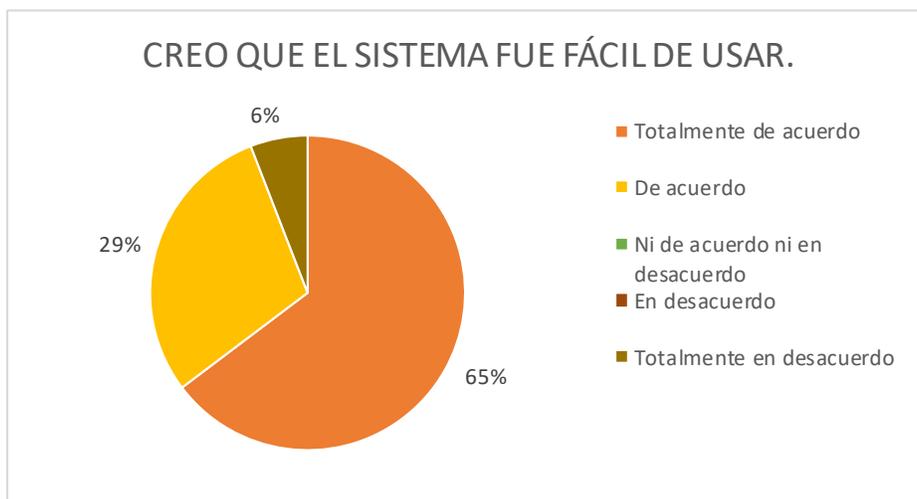
Gráfica 15: Me gustaría utilizar este sistema con frecuencia.

En cuanto a si el sistema es innecesariamente complejo, el 59% de los usuarios está en total desacuerdo, el 29% está en desacuerdo, el 6% mantiene una posición neutral y únicamente el 6% está de acuerdo con la afirmación (ver gráfica 16).



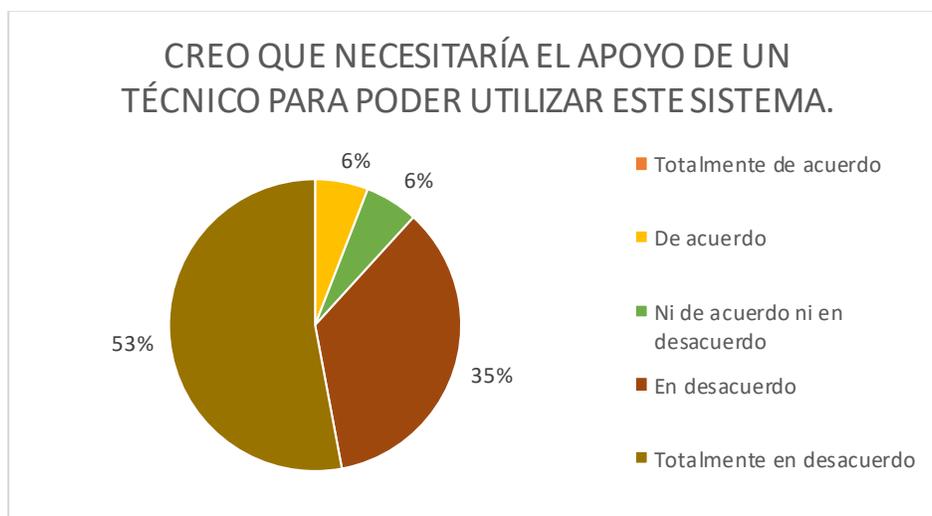
Gráfica 16: Encontré el sistema innecesariamente complejo.

Por otra parte, en la gráfica 17 se observa que el 65% de los usuarios está totalmente de acuerdo en que la interfaz fue fácil de usar, el 29% está de acuerdo y solo el 6% está en total desacuerdo.



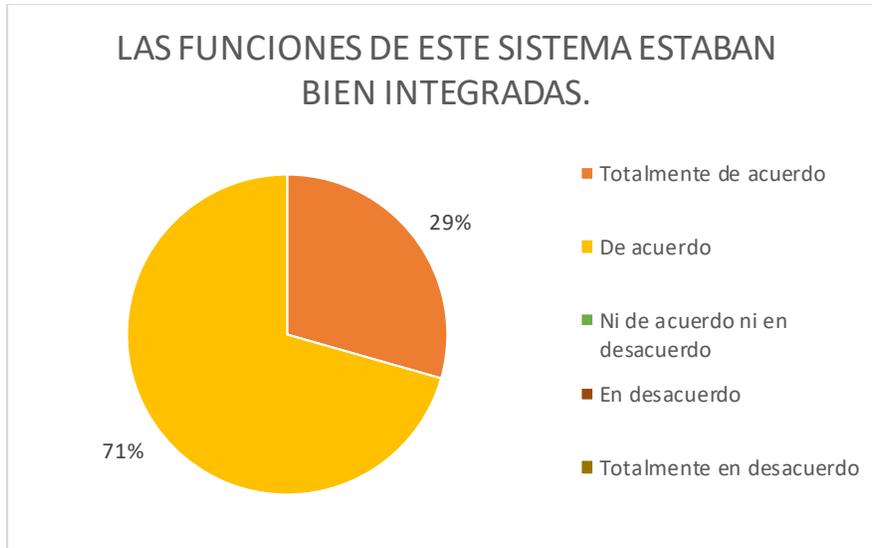
Gráfica 17: El sistema fue fácil de usar.

Además, la gráfica 18 muestra que el 53% de los usuarios está en total desacuerdo referente a que se requiere del apoyo de un técnico para utilizar la interfaz gráfica, el 35% está en desacuerdo, el 6% mantiene una posición neutral, es decir, no está de acuerdo ni en desacuerdo y solo el 6% está de acuerdo.



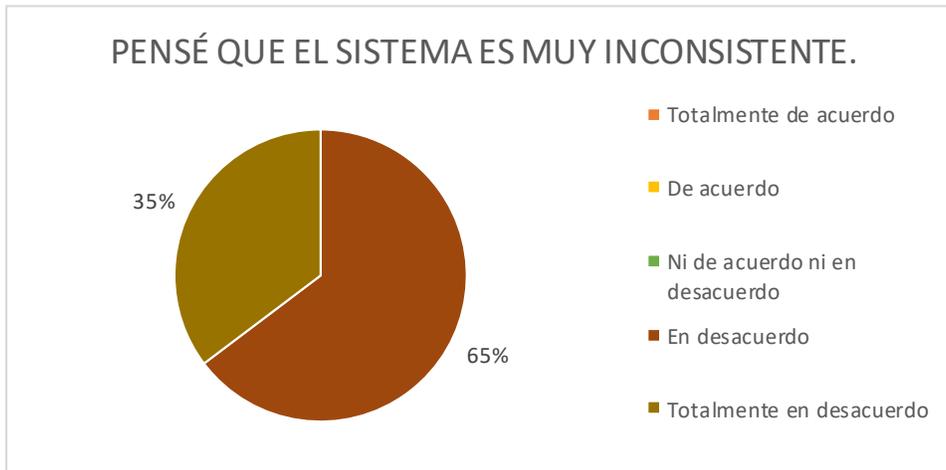
Gráfica 18: Necesitaría apoyo de un técnico para poder utilizar este sistema.

La gráfica 19 es referente a si las funciones de la interfaz estaban bien integradas a lo cual el 29% de los usuarios mencionaron estar en total acuerdo y el 71% restante estar de acuerdo.



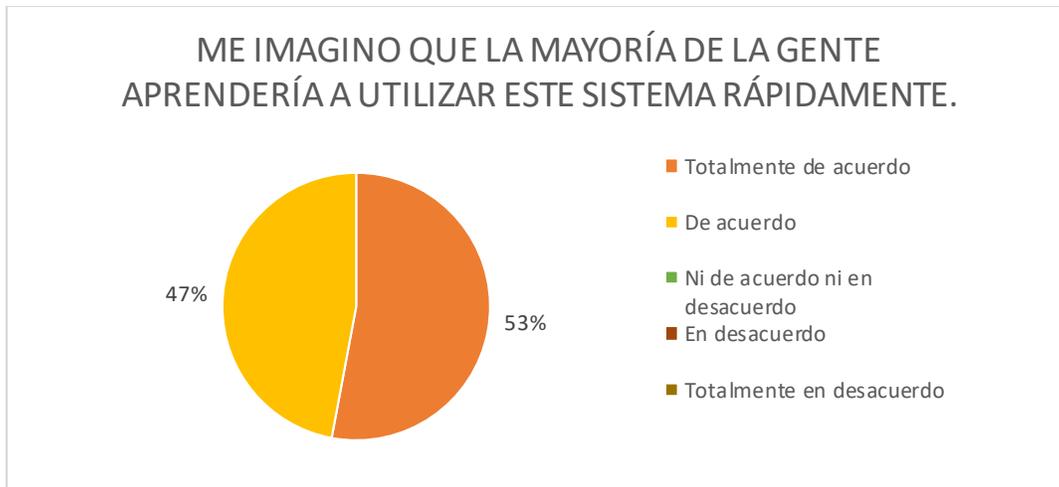
Gráfica 19 Las funciones de este sistema estaban bien integradas.

En cuanto a la afirmación de si la interfaz es muy inconsistente, el 35% de los usuarios están en total desacuerdo y el 65% en desacuerdo (ver gráfica 20).



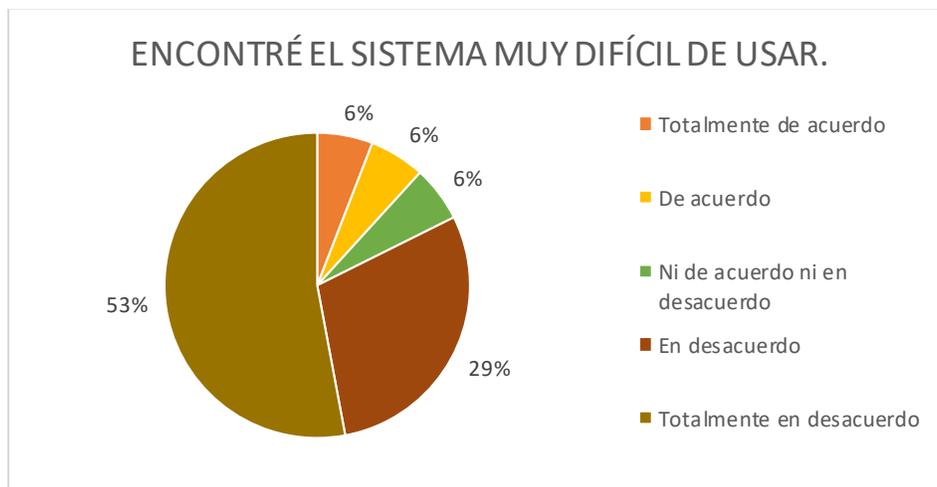
Gráfica 20: El sistema es muy inconsistente.

Por otro lado, el 53% de los usuarios considera que la mayoría de la gente aprendería a utilizar la interfaz rápidamente y el 47% está de acuerdo (ver gráfica 21).



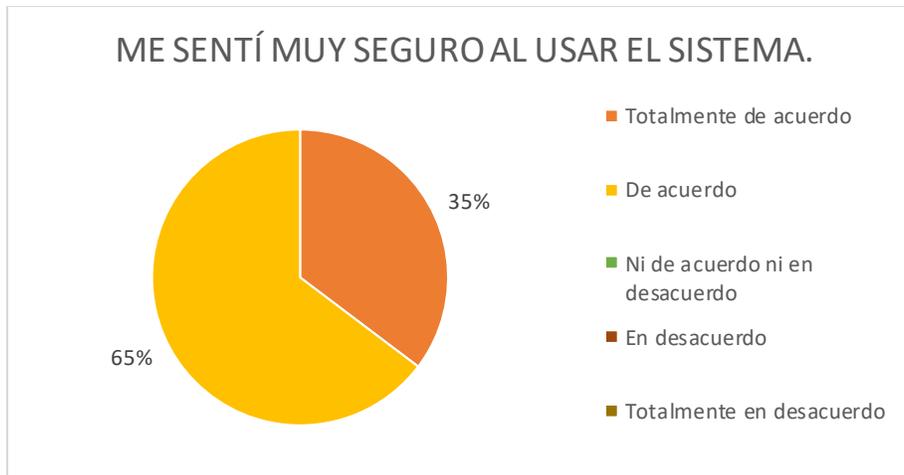
Gráfica 21: La mayoría de la gente aprendería a utilizar este sistema.

En cuanto a si la interfaz es muy difícil de usar, la gráfica 22 muestra que el 53% de los usuarios está en total desacuerdo, el 29% en desacuerdo, el 6% mantiene una posición neutral, el 6% está de acuerdo y finalmente, el 6% está en total acuerdo.



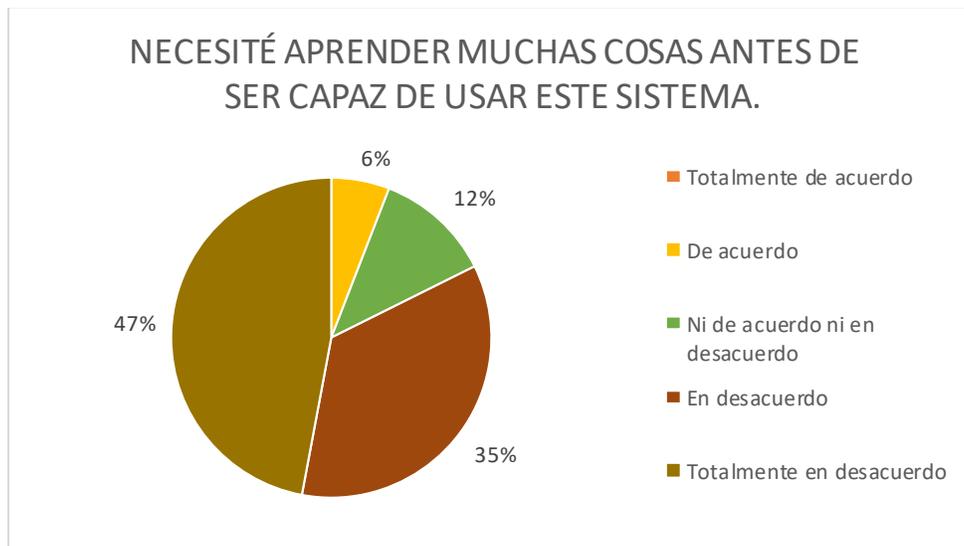
Gráfica 22: Encontré el sistema muy difícil de usar.

Posteriormente, se abordó si el usuario se sintió seguro al usar la interfaz gráfica, a lo cual, el 35% respondió estar totalmente de acuerdo y el 65% estar únicamente de acuerdo (ver gráfica 23).



Gráfica 23: Me sentí muy segura al usar el sistema.

Finalmente, el último ítem aborda la cuestión de si los usuarios necesitan aprender muchas cosas antes de usar la interfaz, a lo que el 47% mencionó estar totalmente en desacuerdo, el 35% estar en desacuerdo, el 12% no estuvo de acuerdo ni en desacuerdo y el 6% estar de acuerdo (ver gráfica 24).



Gráfica 24: Necesité aprender muchas cosas antes de ser capaz de usar este sistema.

Una vez abordado los resultados de manera particular desde cada una de las aseveraciones, se procedió a obtener el puntaje por cada uno de los usuarios entrevistados de acuerdo con el punto 2.10.1 "Medición del puntaje". En la tabla 15 se observa el puntaje con su respectiva escala y característica de calificación. Se observa que el puntaje más bajo fue el del usuario 5 con de 67.5 puntos equivalente a un D de calificación y que el puntaje más alto se obtuvo a partir del usuario 1, 2, 7 y 15, los cuales nos dieron un puntaje de 100, el cual equivale a una A.

Tabla 13 Puntaje y calificación EUS por usuario.

Usuario	Puntaje	Escala de la calificación	Característica de la calificación
1	100	A	Excelente
2	100	A	Excelente
3	70	C	Bueno
4	82.5	B	Muy bueno
5	67.5	D	Bueno
6	72.5	C	Bueno
7	100	A	Excelente
8	92.5	A	Excelente
9	82.5	B	Muy bueno
10	80	B	Muy bueno
11	72.5	C	Bueno
12	77.5	C	Muy bueno
13	80	B	Muy bueno
14	100	A	Excelente
15	82.5	B	Muy bueno
16	77.5	C	Muy bueno
17	92.5	A	Excelente

Finalmente, se obtuvo el puntaje global EUS de la interfaz gráfica de usuario para lo cual se sumaron los puntajes de cada uno de los usuarios, obteniendo un total de 1430, el cual posteriormente se dividió entre el total de usuarios, obteniendo como puntaje final 84.11 puntos, el cual equivale a una B de calificación, es decir, la interfaz es muy buena y su usabilidad es aceptable.

No obstante, es importante hacer mención que los usuarios también dieron retroalimentación mediante comentarios, entre los cuales destacan que sería bueno que la GUI muestre el número de repeticiones conforme se vayan realizando, contar con una alarma audible que indique el inicio y finalización de los ejercicios. Así mismo, que se tenga una base de datos que vaya guardando el rango de movilidad de los pacientes para que conforme vaya aumentando el terapeuta observe cuanto ha mejorado.

Capítulo 6: Conclusiones

En este proyecto de tesis se presentó una propuesta viable de un modelo conceptual de un dispositivo asistente de movimientos de Codman y Chandler, el cual, cumplió satisfactoriamente con la verificación del alcance de los ángulos requeridos, las fuerzas de contacto glenohumeral y las posiciones alcanzadas para la rehabilitación, además de que se hizo una propuesta viable del tipo de materiales y elementos electrónicos que se requieren para su construcción física, esto último en dado caso de que se desee trascender a la fase de manufactura, para que una vez que se tenga el prototipo físico se puedan validar experimentalmente los resultados mostrados en este trabajo.

El modelo conceptual del dispositivo de asistencia para la realización de los movimientos de Codman y de Chandler se diseñó mediante el software de Solidworks® y cumple con las características necesarias para ejecutar los movimientos para la rehabilitación de la población adulta mexicana en un rango de 18 a 68 años, es decir, cubre el 90% de la población objetivo.

Durante el desarrollo del proyecto, se revisó el análisis biomecánico de la articulación glenohumeral mediante el estudio de fuerzas de contacto glenohumeral y de los estabilizadores pasivos y activos que participan en la ejecución de los movimientos de flexión, extensión, aducción, abducción y circunducción del hombro debido a que dichos movimientos corresponden a los ejercicios de Codman y Chandler.

Se realizaron entrevistas a fisioterapeutas con la idea de verificar la forma adecuada de ejecución de los ejercicios y recabar información sobre los requerimientos principales para el diseño del dispositivo. Los resultados de las entrevistas además permitieron constatar que la idea de realizar una propuesta de un dispositivo de asistencia de movimientos de Codman y Chandler era necesaria debido al gran número de personas que requieren rehabilitación y a las ventajas que la tecnología tiene.

Cada una de las piezas del modelo conceptual se diseñó a través del software Solidworks® y se ensamblaron mediante el mismo programa a fin de simular el comportamiento del dispositivo, esto permitió que las piezas se modificaran continuamente hasta obtener el modelo conceptual final, el cual cumple con las especificaciones del usuario.

Por otra parte, se realizó el análisis matemático del modelo propuesto mediante el método de Denavit Hartenberg con el cual se pudieron establecer las dimensiones, ángulos y posiciones que debía alcanzar el modelo conceptual con base a la población objetivo.

Posteriormente, el modelo se validó cinemáticamente mediante simulaciones hechas en Matlab®, las cuales muestran que el dispositivo desarrollado cubre el

90% de la población objetivo (adultos mexicanos entre 18 y 68 años), además de cumplir con movimientos elementales en el hombro: flexión-extensión (40° de amplitud en cada uno), abducción-aducción (40° de amplitud en cada uno) y circunducción.

Cabe mencionar que adicional a la simulación se realizó el análisis por elemento finito de la estructura mecánica del modelo conceptual, el cual proporciona un factor de seguridad mínimo de 1.4, además de valores de deformación mínimos (ninguno de estos valores logra superar o estar próximo al valor del límite elástico) lo cual hace factible la construcción del dispositivo con los parámetros de diseño utilizados, componentes electrónicos y los materiales propuestos (aleación de aluminio 6061).

Finalmente, se llevó a cabo una interfaz gráfica de usuario la cual permitirá al usuario primario introducir los datos del paciente y programar los parámetros necesarios para la ejecución de los movimientos de forma automática. La usabilidad de la misma se evaluó mediante el test EUS teniendo un resultado muy bueno (B de calificación), es decir, la GUI es fácil de usar, eficaz y eficiente.

En conclusión, el modelo propuesto busca ser una herramienta para los fisioterapeutas con el objetivo de minimizar esfuerzos y controlar de forma específica y guiada la manera en la que el paciente ejecuta los movimientos, con el propósito de reducir la probabilidad de lesiones consecuentes a una mala postura durante la realización de los movimientos, debido a que el modelo propuesto cuenta con el accesorio de respaldo que permite tener un soporte que ayude a mantener la postura correcta durante el tiempo de rehabilitación con los ejercicios de Codman y Chandler, además de que el diseño está enfocando a una población objetivo mexicana y haciendo factible su adaptación a diferentes estaturas y por lo tanto, longitudes del brazo.

Trabajo a futuro

Durante la elaboración de este proyecto se identificaron diversas líneas de investigación que quedan abiertas y en las que es posible seguir trabajando, algunas de ellas que son resultado de nuevos requerimientos o retroalimentación por parte de los usuarios y otras más son parte de los niveles de madurez de la tecnología (TRL), estas mejoras no fueron abordadas en esta tesis debido al alcance de esta, sin embargo, se describen a continuación.

Primero, sería importante desarrollar un modelo funcional a escala para probar que el modelo efectivamente alcanza las posiciones y ángulos mencionados. Posterior a ello, se puede construir el modelo a escala real con los materiales y componentes electrónicos propuestos con el fin de validarlos.

Por otra parte, sería importante implementar un sistema de control, es decir, desarrollar algoritmos de control necesarios para que el mecanismo pueda moverse a la posición y orientación requeridas en el espacio, esto con la finalidad de implementarlo en el modelo a escala real y realizar pruebas de evaluación de manera física en un entorno relevante.

También, podrían adicionarse algunos sensores que proporcionen información relevante para la correcta ejecución de dichos ejercicios. Por ejemplo, un sensor en el elemento final que sea capaz de medir la fuerza que el paciente está generando hacia el dispositivo y de esta manera retroalimentar al terapeuta para que se trabaje la corrección de esta situación con el paciente y de esta manera hacer más efectiva la terapia.

Respecto a la interfaz gráfica de usuario, a partir de las pruebas de usabilidad realizadas surgieron requerimientos por parte de los terapeutas físicos y ocupacionales, que dan pauta a nuevas mejoras, por ejemplo, la implementación de alarmas audibles y visuales durante la ejecución de los ejercicios para identificar el estado de dicho proceso (inicio, ejecución y final de los ejercicios). Además, se sugirió contar una base de datos de los pacientes, para poder ir registrando las nuevas terapias, ir agregando los rangos de movilidad de cada ejercicio desde el inicio de la rehabilitación en adelante, con el propósito de ir evaluando las mejoras de cada uno de los pacientes. Por último, se consideró importante aumentar el rango de amplitud de funcionamiento del dispositivo para que pueda emplearse en etapas más avanzadas de la rehabilitación donde los pacientes alcanzan rangos superiores a los 40° para cada uno de los ejercicios.

Aunado a los comentarios de mejora de la GUI, se hicieron algunas observaciones respecto a los accesorios del modelo asistente de movimientos de Codman y Chandler, específicamente en el respaldo, donde se sugirió hacer modificaciones para que el paciente pudiese posicionarse sentado durante la ejecución de dichos ejercicios y de esta forma hacer más ergonómico el proceso.

Finalmente, se debería probar el modelo a escala real con el sistema de control, la GUI y los accesorios en un entorno real, es decir, que los fisioterapeutas puedan hacer uso del dispositivo para realizar la terapia de sus pacientes a fin de probar el éxito del diseño planteado.

Referencias

1. Firpo C. Manual de Ortopedia y Traumatología. 2°. Buenos Aires, Argentina: Dunken; 2005.
2. AAOS. Rotator Cuff and Shoulder Conditioning Program. American Academy of Orthopaedic Surgeons. 2012. p. 11.
3. NHS. Information for you frozen shoulder [Internet]. 2009. Disponible en: <https://www.ouh.nhs.uk/shoulderandelbow/information/documents/A4FrozenShoulderAppendix3.pdf>
4. NHS. Physiotherapy and frozen shoulder Other [Internet]. 2001. Disponible en: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true%7B&%7Ddb=a9h%7B&%7DAN=5427534%7B&%7Dsite=ehost-live>
5. IMSS. Diagnóstico y tratamiento del síndrome de hombro doloroso en primer nivel de atención. 2016.
6. Serrano AM, Abush S. Capsulitis adhesiva. Anales Médicos [Internet]. 2017;62(1):37–43. Disponible en: <http://www.medigraphic.com/analesmedicos>
7. STPS. Información sobre Accidentes y Enfermedades de Trabajo Nacional [Internet]. 2010. Disponible en: http://www.stps.gob.mx/bp/secciones/dgsst/estadisticas/Nacional_2001-2010.pdf
8. STPS. Información sobre Accidentes y Enfermedades de Trabajo Estado de México 2001-2010 [Internet]. 2010. Disponible en: http://www.stps.gob.mx/bp/secciones/DGSST/estadisticas/Estado_de_México_2001-2010.pdf
9. IMSS. El IMSS en cifras: Las intervenciones quirúrgicas. Revista Médica del IMSS [Internet]. 2005;43(6):511–20. Disponible en: <http://www.medigraphic.com/pdfs/imss/im-2005/im056j.pdf>
10. Suarez N. Efecto de los ejercicios de Codman sobre el funcionamiento en adultos con lesión del manguito rotador, en una institución prestadora de servicios de salud en envidado, en el año 2012. Univesidad CES-UAM; 2012.
11. Pérez J, Sainz J, Varas A. Tratamiento del síndrome miofascial del complejo articular del hombro. En: Fisioterapia del complejo articular del hombro: evaluación y tratamiento de los tejidos blandos. Madrid, España: MASSON; 2004. p. 207–15.
12. Martínez JL, Martínez J, Fuster I. Lesiones en el hombro y fisioterapia. Madrid, España: ARÁN; 2006.

13. Articulaciones del hombro [Internet]. [citado el 20 de noviembre de 2017]. Disponible en: <https://image.slidesharecdn.com/claseartglenohumeral-120919013918-phpapp01/95/articulacin-glenohumeral-1-728.jpg?cb=1348018922>
14. Miralles RC, Puig M. Biomecánica clínica del aparato locomotor [Internet]. Barcelona, España: MASSON; 2000. Disponible en: <http://scholar.google.com/scholar?hl=en&btnG=Search&q=intitle:Biomec?nica+Cl?nica+del+Aparato+Locomotor#5>
15. Latarjet M, Ruiz A. Anatomía humana. 4°. Médica Panamericana; 2004.
16. Articulación escapulohumeral [Internet]. [citado el 20 de noviembre de 2017]. Disponible en: <https://anatomiahumanamiembrossuperioresui1.blogspot.com/2015/11/>
17. Suárez N, Osorio AM. Biomecánica del hombro y bases fisiológicas de los ejercicios de Codman. CES Med [Internet]. 2013;27(2):205–17. Disponible en: <http://www.scielo.org.co/pdf/cesm/v27n2/v27n2a08.pdf>
18. Estabilizadores pasivos del hombro [Internet]. [citado el 20 de noviembre de 2017]. Disponible en: <https://image.slidesharecdn.com/elhombroyeldeporte-130127171858-phpapp02/95/el-hombro-6-638.jpg?cb=1359500809>
19. Músculos del manguito rotador [Internet]. [citado el 20 de noviembre de 2017]. Disponible en: <https://terapianeuralguatemala.com/manguito-rotador/>
20. Wu G, van der Helm FCT, (DirkJan) Veeger HEJ, Makhsous M, Van Roy P, Anglin C, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. J Biomech [Internet]. mayo de 2005 [citado el 24 de julio de 2019];38(5):981–92. Disponible en: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S002192900400301X>
21. Ejes y planos anatómicos [Internet]. [citado el 13 de noviembre de 2018]. Disponible en: http://www.tafadycursos.com/load/fundamentos_biologicos/aparato_locomotor/ejes_planos_anatomicos/85-1-0-940
22. Harryman L. El Hombro [Internet]. 2000. Disponible en: <http://media.axon.es/pdf/89794.pdf>
23. Guido Fierro. MOVILIDAD DEL HOMBRO [Internet]. [citado el 1 de agosto de 2019]. Disponible en: <https://guidofierro.com/academico/examen-fisico-de-hombro/movilidad-del-hombro/?fbclid=IwAR10eo1qzgjnlM7mFkohQhDYzjl4iamEtAF0SXBPZL4vfQNaJkSGW1rCcYE>
24. Taboadela CH. Goniometría: una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales. 1°. Buenos Aires, Argentina: Asociart ART; 2007.
25. Almeida-Galárraga D, Ros-Felip A, Álvarez-Sánchez V, Marco-Martinez F,

- Serrano-Mateo L. Kinematics based physical modelling and experimental analysis of the shoulder joint complex. *Ing e Investig.* 2018;37(3):115–23.
26. Anglin C, Wyss UP, Pichora DR. Glenohumeral contact forces. *Proc Inst Mech Eng Part H J Eng Med* [Internet]. el 5 de junio de 2000 [citado el 24 de julio de 2019];214(6):637–44. Disponible en: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1243/0954411001535660>
 27. Bergmann G, Graichen F, Bender A, Käab M, Rohlmann A, Westerhoff P. In vivo glenohumeral contact forces—Measurements in the first patient 7 months postoperatively. *J Biomech* [Internet]. el 1 de enero de 2007 [citado el 24 de julio de 2019];40(10):2139–49. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0021929006004167?via%3Dihub>
 28. Charlton IW, Johnson GR. A model for the prediction of the forces at the glenohumeral joint. *Proc Inst Mech Eng Part H J Eng Med* [Internet]. el 27 de agosto de 2006 [citado el 24 de julio de 2019];220(8):801–12. Disponible en: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1243/09544119JEIM147>
 29. Klemm C, Prinold JA, Morgans S, Smith SHL, Nolte D, Reilly P, et al. Analysis of shoulder compressive and shear forces during functional activities of daily life. *Clin Biomech* [Internet]. 2018;54(2017):34–41. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.03.006>
 30. Zatsiorsky, Vladimir M Seluyanov VN. (PDF) The mass and inertia characteristics of the main segment of human body [Internet]. [citado el 5 de noviembre de 2019]. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/263065659_The_mass_and_inertia_characteristics_of_the_main_segment_of_human_body
 31. NIH. ¿Cuáles son los problemas del hombro? [Internet]. 2014. Disponible en: https://www.niams.nih.gov/sites/default/files/catalog/files/problemas_hombros_ff_espanol.pdf
 32. Renard P, Urseau S. La rehabilitación física y funcional [Internet]. France; 2013. Disponible en: http://www.hiproweb.org/uploads/tx_hidrtdocs/Rehab_DM10.pdf
 33. Bravo T, López Y. Efectividad de la crioterapia y ejercicios de Codman en la bursitis aguda de hombro. [Internet]. 2005. Disponible en: <http://www.efisioterapia.net/articulos/abordaje-fisioterapeutico-delsindrome-subacromial>
 34. González E, Abreu T, Oliva D. Posibilidades de tratamiento con fisioterapia para la calcificación en la bursitis del supraespinoso [Internet]. 2011. Disponible en: <http://www.monografias.com/trabajos-pdf/fisioterapia-bursitis-supraespinoso/fisioterapia-bursitis-supraespinoso.pdf>
 35. Zúñiga A. Rehabilitación de la movilidad por medio del ejercicio en lesiones músculo esqueléticas de hombro en adulto [Internet]. 2010. Disponible en:

www.efisioterapia.net/articulos/rehabilitacion-la-movilidad-medio-del-ejercicio-lesiones-musculo-esqueleticas-hombro-adult

36. Long JL, Ruberte RA, Skendzel J, Jeon J, Hughes RE, Miller BS, et al. Activation of the shoulder musculature during pendulum exercises and light activities. *J. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2010;40(4):230–7.
37. Circunducción [Internet]. [citado el 20 de mayo de 2019]. Disponible en: <http://www.doctissimo.com/mx/salud/diccionario-medico/circunducción>
38. Bernal L. Cinesiterapia activa específica: ejercicios de Codman, Buerger, Frankel y Chandler [Internet]. 2012 [citado el 17 de septiembre de 2018]. Disponible en: <https://mundomanuales.files.wordpress.com/2012/07/21kinesiterapia-activa-especifica.pdf>
39. Martín B, Batista Y, Águedo M, Osorio M, Triana I. Ejercicios pendulares en el síndrome del hombro doloroso. *Correo Científico Médico de Holguín* [Internet]. 2014;18(3):479–90. Disponible en: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1560-43812014000300009
40. Freutel N. Pendulum and Codman exercises for shoulder rehabilitation [Internet]. 2016. Disponible en: <https://www.healthline.com/health/fitness-exercise/pendulum-exercises-for-shoulders>
41. Aguirre Gil I. Sistema manipulador antropomórfico de tres grados de libertad [Internet]. 2011 [citado el 23 de julio de 2019]. Disponible en: <https://core.ac.uk/download/pdf/29405427.pdf>
42. Jaramillo Botero A. Cinemática de manipuladores [Internet]. Cinematica de manipuladores. Disponible en: http://www.wag.caltech.edu/home/ajaramil/libro_robotica/cinematica.pdf
43. Ibañez de Alcádeo Quintana JM. NIVELES DE MADUREZ DE LA TECNOLOGÍA [Internet]. Disponible en: <https://www.mincotur.gob.es/Publicaciones/Publicacionesperiodicas/EconomiaIndustrial/RevistaEconomiaIndustrial/393/NOTAS.pdf?fbclid=IwAR0CuXKzeSH-kLxUvD1-5lXoVGar5Q0RT1TwoU9PexWX7h2wJeR9an8GWk>
44. Mai T. Technology Readiness Level [Internet]. Brian Dunbar; 2017 [citado el 23 de junio de 2019]. Disponible en: https://www.nasa.gov/directorates/heo/scan/engineering/technology/txt_accordion1.html
45. Vista de Análisis comparativo de la Escala de Usabilidad del Sistema (EUS) en dos versiones / Comparative analysis of the System Usability Scale (SUS) in two versions [Internet]. [citado el 8 de octubre de 2020]. Disponible en: <https://www.reci.org.mx/index.php/reci/article/view/48/212>

46. How To Use The System Usability Scale (SUS) To Evaluate The Usability Of Your Website - Usability Geek [Internet]. [citado el 8 de octubre de 2020]. Disponible en: <https://usabilitygeek.com/how-to-use-the-system-usability-scale-sus-to-evaluate-the-usability-of-your-website/>
47. Brooke J. SUS: A Retrospective. Vol. 8. 2013.
48. Chaurand Ávila R, Prado León LR, González Muñoz EL. Dimensiones antropométricas de población latinoamericana. 2007.
49. Carmenate L, Moncada F, Borjas E. Manual de medidas antropométricas. Pliegues cutáneos. Manual de Mediciones Antropométricas. 2014. 63–71 p.
50. Islam MR, Spiewak C, Rahman MH, Fareh R. A brief review on robotic exoskeletons for upper extremity rehabilitation to find the gap between research prototype and commercial type. *Advances in Robotics & Automation* [Internet]. 2017;06(03). Disponible en: <https://www.omicsonline.org/open-access/a-brief-review-on-robotic-exoskeletons-for-upper-extremity-rehabilitation-to-find-the-gap-between-research-prototype-and-commercial-2168-9695-1000177-97183.html>
51. Gassert R, Dietz V. Rehabilitation robots for the treatment of sensorimotor deficits: a neurophysiological perspective. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2018;15(1):1–15.
52. Carignan C, Liszka M, Roderick S. Design of an arm exoskeleton with scapula motion for shoulder rehabilitation. 2005 International Conference on Advanced Robotics, ICAR '05, Proceedings. 2005;524–31.
53. Koo D, Chang PH, Sohn MK, Shin JH. Shoulder mechanism design of an exoskeleton robot for stroke patient rehabilitation. *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*. 2011;
54. Sosa D, Arias M, Lugo E. Diseño de un prototipo de exoesqueleto para la rehabilitación del hombro. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*. 2017;38(1):330–42.
55. Ball SJ, Brown IE, Scott SH. MEDARM: A rehabilitation robot with 5DOF at the shoulder complex. *IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics, AIM*. 2007;
56. Mazzoleni S, Duret C, Grosmaire AG, Battini E. Combining upper limb robotic rehabilitation with other therapeutic approaches after stroke: current status, rationale, and Challenges. *BioMed Research International*. 2017;
57. Makihara T, Kadone H, Onishi S, Kubota S, Hada Y, Shimizu Y, et al. Shoulder motion assistance using a single-joint Hybrid Assistive limb® robot: Evaluation of its safety and validity in healthy adults. *Journal of Orthopaedic Surgery*. 2017;25(3):1–6.
58. Guang H, Ji L, Shi Y, Misgeld BJE. Dynamic modeling and interactive performance of PARM: A parallel upper-limb rehabilitation robot using

impedance control for patients after stroke. *Journal of Healthcare Engineering*. 2018;

59. Tejima N. Rehabilitation robotics: a review. *Advanced Robotics*. 2000;14(7):551–64.
60. Onose G, Popescu N, Munteanu C, Ciobanu V, Sporea C, Mirea MD, et al. Mobile mechatronic/robotic orthotic devices to assist-rehabilitate neuromotor impairments in the upper limb: a systematic and synthetic review. *Frontiers in Neuroscience*. 2018;12.
61. Randolph Kissell J, Ferr RL. Aluminum structures: a guide to their specifications and design. [Internet]. 2°. 2002 [citado el 8 de julio de 2020]. 544 p. Disponible en: <https://www.wiley.com/en-us/Aluminum+Structures%3A+A+Guide+to+Their+Specifications+and+Design%2C+2nd+Edition-p-9780471275541>
62. Kurowski PM. *Engineering Analysis with SolidWorks Simulation 2013*. 2013. 74 p.

Anexos

Anexo 1: Entrevista



Universidad Autónoma del Estado de México

FACULTAD DE MEDICINA

Licenciatura en Bioingeniería Médica



Toluca, Estado de México a ____ de _____ de 2019.

Nombre: _____ Edad: _____

Profesión: _____ Cédula profesional: _____

Teléfono: _____ E-mail: _____

Lugar donde labora actualmente: _____

PROPÓSITO: El siguiente cuestionario pretende recabar información sobre los movimientos de Codman y Chandler y los dispositivos robóticos en el área de rehabilitación. Sus respuestas son muy importantes para la realización de un proyecto de investigación, su información personal se mantendrá confidencial y en el anonimato.

INSTRUCCIONES: Lea cuidadosamente cada una de las preguntas y por favor responda de manera clara y sencilla.

1. Considerando los diversos casos que diariamente atiende, de todos ellos ¿Qué porcentaje asignaría usted a los casos para rehabilitación de hombro?
a) 1-20% b) 21-40% c) 41-60% d) 61-80% e) 81-100%
2. Del total de pacientes que reciben para rehabilitación de hombro, ¿Para qué porcentaje de ellos los médicos recomiendan movimientos de Codman y Chandler?
a) 1-20% b) 21-40% c) 41-60% d) 61-80% e) 81-100%
3. De estos casos, ¿Qué porcentaje de pacientes realizan adecuadamente los ejercicios?
a) 1-20% b) 21-40% c) 41-60% d) 61-80% e) 81-100%
4. Este tipo de pacientes, generalmente ¿Durante cuánto tiempo tienen sesiones de fisioterapia?
a) Hasta 1 mes b) de 2 a 3 meses c) de 4 a 6 meses
d) De 7-12 meses e) Más de 1 año

5. Principalmente, ¿Entre qué rangos de edad se encuentran los pacientes que asisten para rehabilitación de hombro?

- a) 2-12 años b) 12-20 años c) 20 a 40 años
 d) 40 a 60 años e) Más de 60 años

Según la siguiente escala: **0-nada, 1-poco, 2-medianamente suficiente, 3-suficiente y 4-mucho** contesta los siguientes enunciados:

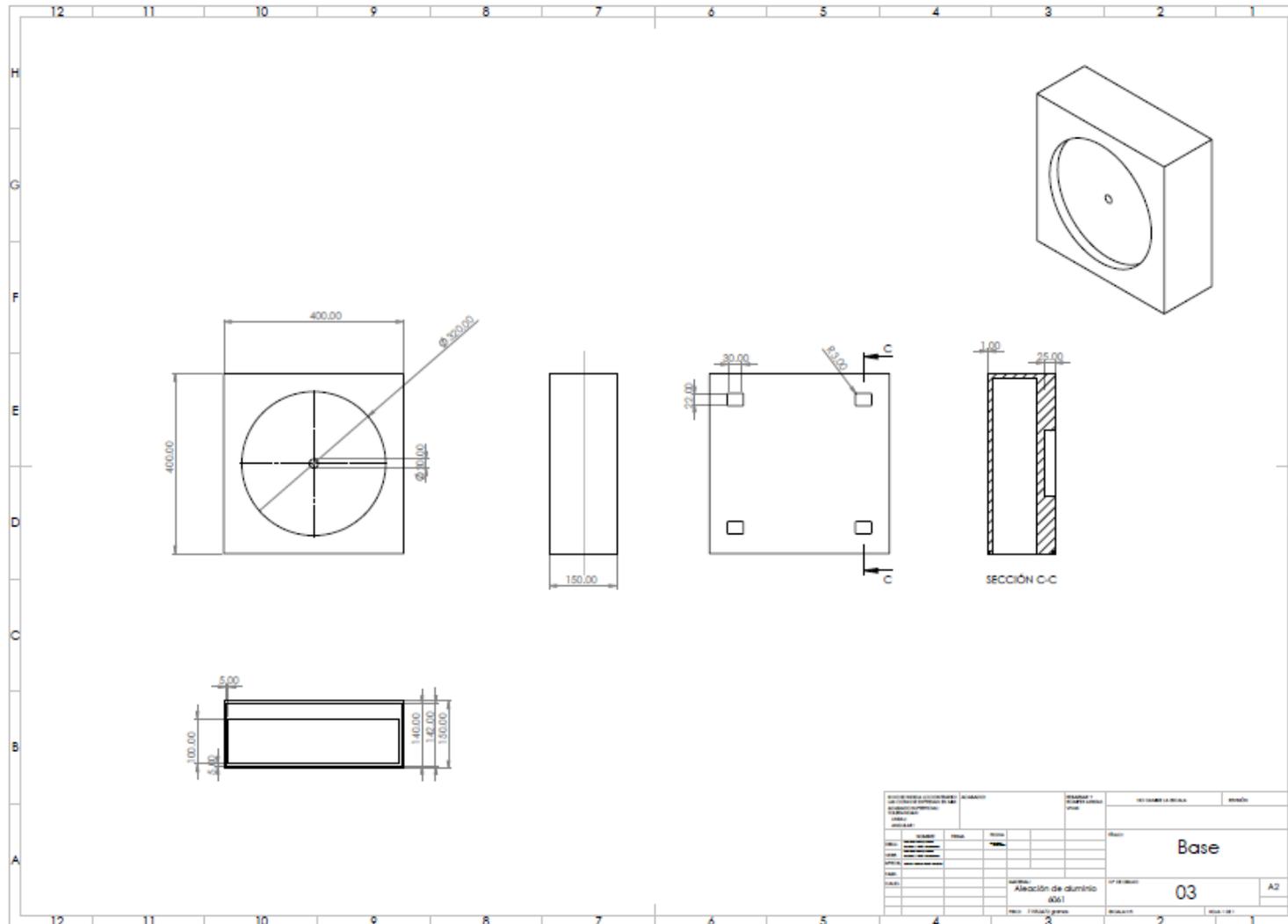
	0	1	2	3	4
¿El contar con tecnologías en el área de rehabilitación provee ventajas?					
Como especialista en fisioterapia, ¿El uso de estas tecnologías como apoyo y/o herramienta trae consigo beneficios?					
¿Qué tanto ayudan los movimientos de Codman y Chandler en el proceso de rehabilitación de hombro?					
La combinación de estos movimientos con otro tipo de técnicas de rehabilitación (ejemplo: terapias térmicas) ¿Tiene mayor impacto en la mejora de los pacientes?					
En caso de que existiera un dispositivo de asistencia de Movimientos de Codman y Chandler, ¿Preferiría utilizar esta tecnología en vez de hacerlo convencionalmente?					
El empleo de un dispositivo de movimientos de Codman y Chandler, ¿Optimizaría los tiempos de terapia para pacientes con problemas en hombro? (EFICIENCIA)					
¿Se podría incrementar el número de pacientes atendidos?					
Respecto a lo anterior, ¿Mejoraría la realización de dichos ejercicios por parte de los pacientes? (EFICACIA)					
¿Considera que se podrían reducir los daños en los pacientes por la mala ejecución (convencional) al utilizar este dispositivo?					

ENTREVISTA VERBAL:

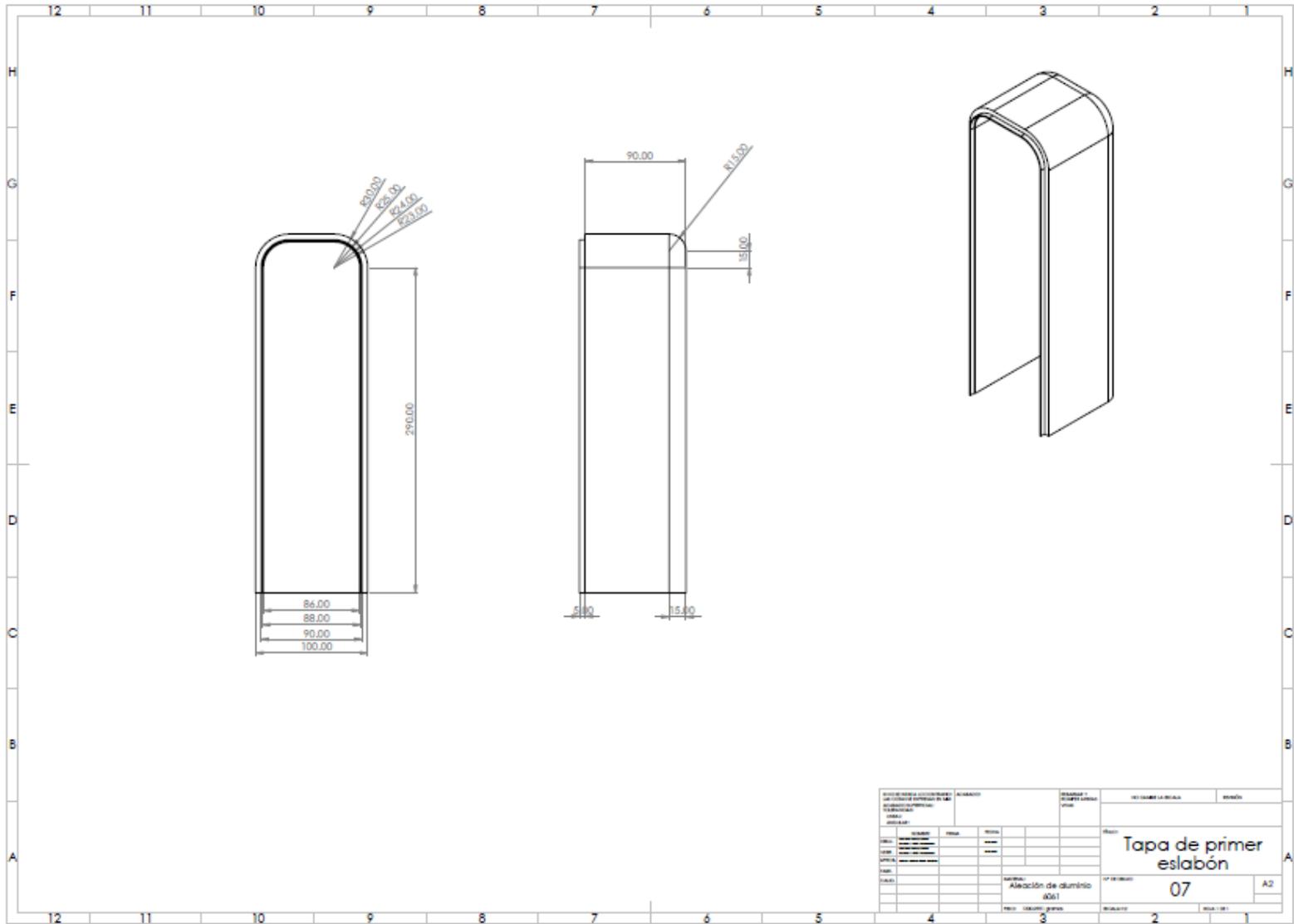
1. Como sabemos, dentro del área de rehabilitación de hombro existen diversos movimientos y ejercicios específicos, dentro de ellos se encuentran los ejercicios de Codman y Chandler (movimientos pendulares), podría por favor realizar una descripción detallada de cómo es que se realizan dichos movimientos.
2. En su experiencia, al aplicar los movimientos de Codman y Chandler en las sesiones de rehabilitación con sus pacientes ¿Ha notado cierta dificultad al ejecutarlos? De ser así, ¿La retroalimentación brindada es efectiva en la mayoría de los casos?
3. De acuerdo a sus conocimientos teóricos y prácticos de dichos movimientos, ¿Qué aspectos clínicos se deberían considerar para el diseño de un dispositivo asistente de movimientos de Codman y Chandler?
4. Podría mencionar las características principales de operación y funcionamiento con las que debería contar un dispositivo de asistencia de movimientos de Codman y Chandler.
5. Sabemos que existen diferentes lesiones de hombro que requieren de rehabilitación mediante los ejercicios de Codman y Chandler, ¿Podría mencionar los diagnósticos que presentan los pacientes que atiende y la fase respectiva en la que se emplean los ejercicios?
6. ¿Qué consecuencias considera usted que una lesión de hombro tiene para las personas a nivel económico, psicológico y de salud?

Anexo 2: Planos

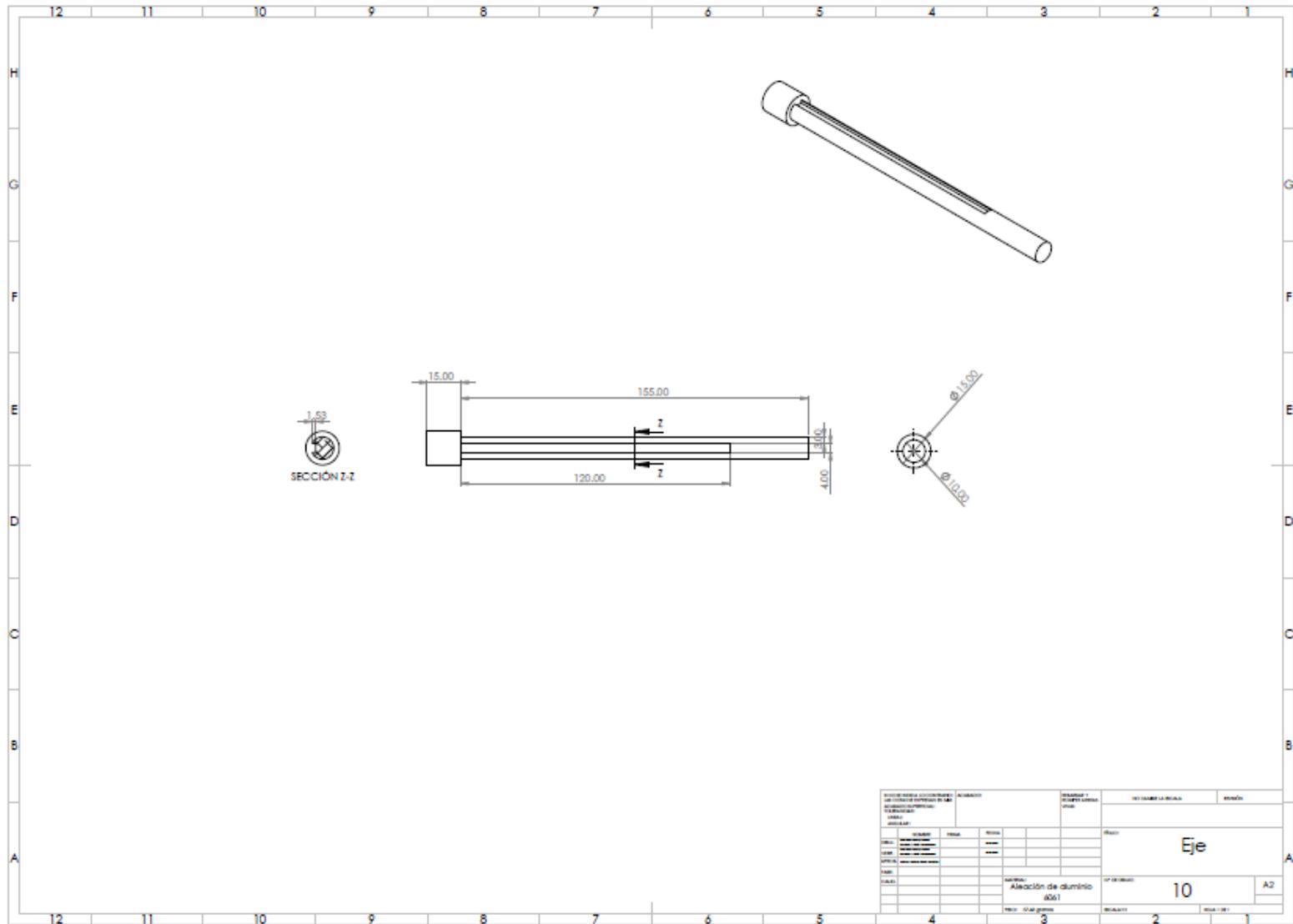
- Plano de base



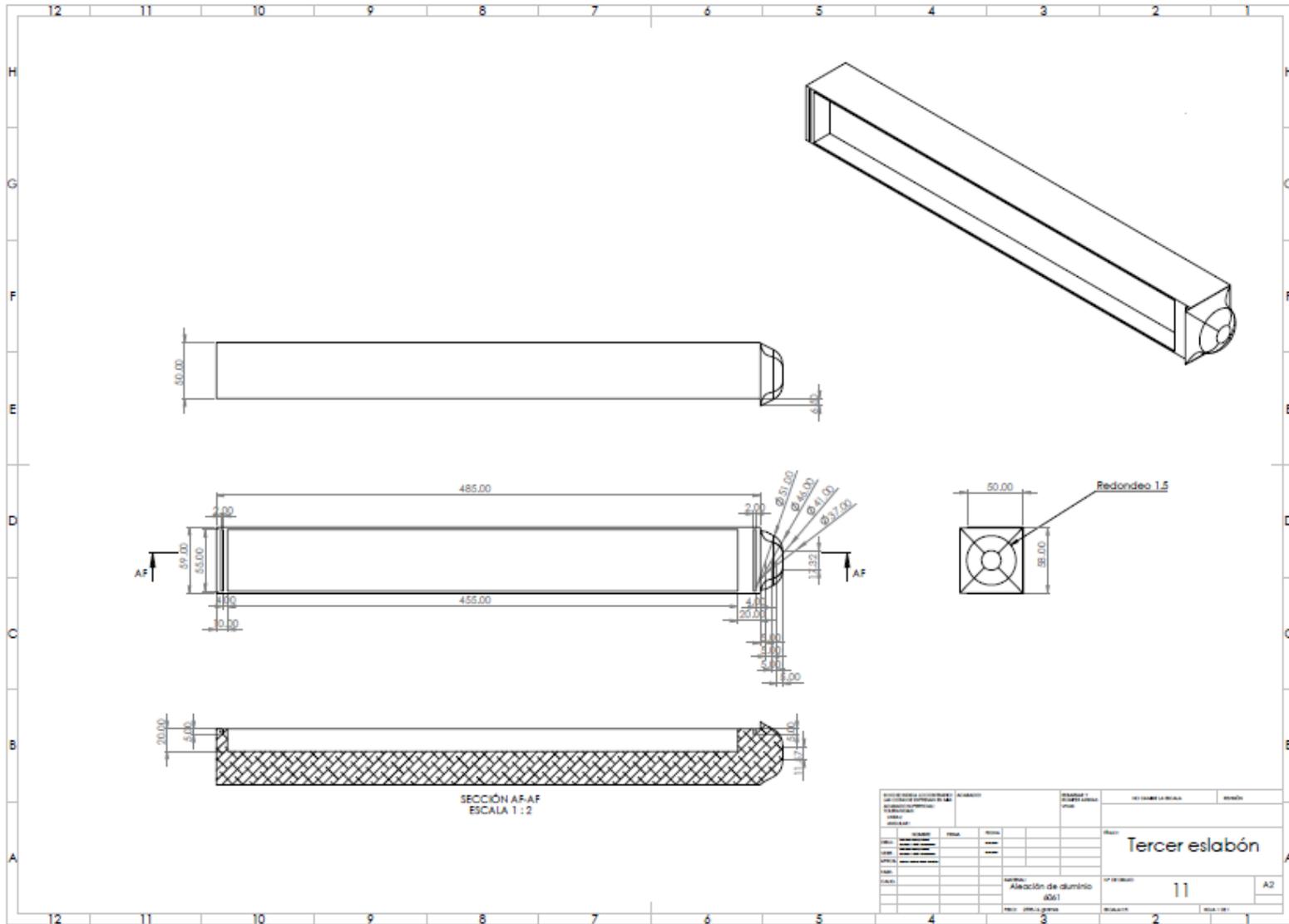
- Plano de tapa del primer eslabón



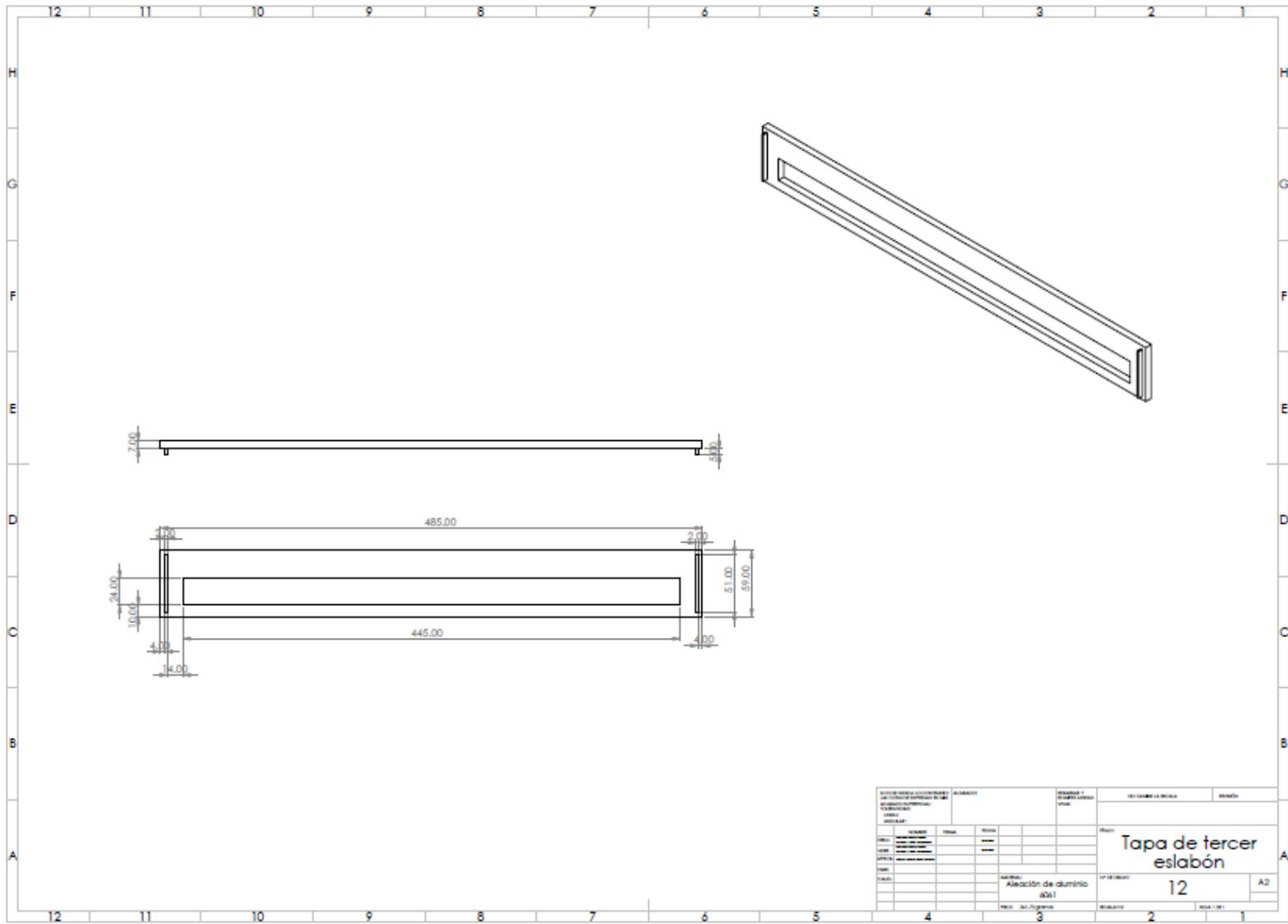
- Plano de eje



- Plano de tercer eslabón



- Plano de tapa del tercer eslabón



Anexo 3: Llanta de catálogo

Ø
30 a
60 mm.

V

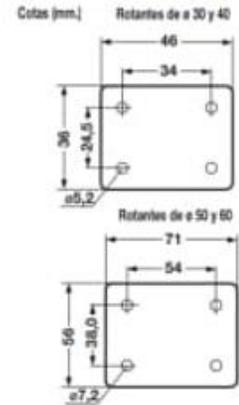
Rotantes modelo **V**

CATEGORÍA
1

20 a
50 Kg.

VPG: Rotantes modelo V - Sujeción por pletina P - Giratorios G

Ejemplos de rotantes:



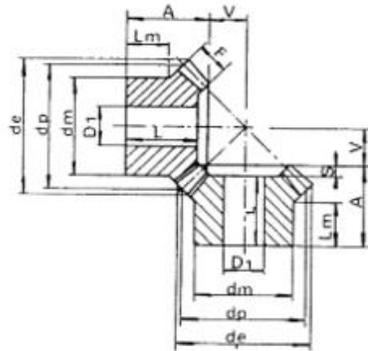
Rotante giratorio		Ruedas que se montan (mm.):				Kg	Cotas (mm.)		
Código	Referencia	A	B	Material	Cojinete		Ø	Ø	Ø
21-43	VPG1 030 PL		15	Plástico	≡	20			
21-44	VPG1 030 PC	30	16	Plástico-caucho	≡	20	31	-	52,0
21-45	VPG1 030 NP		16	Nylon-poliuretano	≡	20			
21-46	VPG1 040 PL		17	Plástico	≡	35			52,0
21-48	VPG1 040 PC	40	16	Plástico-caucho	≡	35	44	-	58,0
21-50	VPG1 040 NP		16	Nylon-poliuretano	≡	35			
21-52	VPG1 050 PL		17	Plástico	≡	40			
21-53	VPG1 050 PC	50	17	Plástico-caucho*	≡	40	50	-	72,0
21-54	VPG1 050 NP		17	Nylon-poliuretano*	≡	40			
21-56	VPG1 060 PL		17	Plástico	≡	50			
21-57	VPG1 060 PC	60	18	Plástico-caucho*	≡	50	55	74	83,0
21-58	VPG1 060 NP		18	Nylon-poliuretano*	≡	50		74	

Anexo 4: Engrane cónico

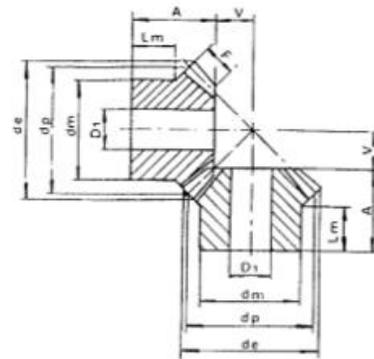
Engranajes cónicos. Dentado recto

COTRANSA

Relación 1.1



Construcción 1



Construcción 2

4.8

MOD.	Nº Dientes	Ø Primit. dp	Ø Exter. de	Ø Cubo dm	Ø Eje D1	L	Long. D F	V	A	S	Lm	cons
1,5	16	24	26,10	20,3	8		6	7,1	18,9		12	2
1,5	19	28,5	30,60	20,3	8		7	8,7	21,3		12	2
1,5	20	30	32,12	22	10	18	10	7,4	20	2	8,5	1
1,5	25	37,5	39,62	28	10	21	10	11,09	23	2	12	1
1,5	30	45	47,12	30	12	22,5	12	13,35	25	2,5	12	1
2	16	32	34,80	25,3	8		8	9,5	23,5		14	2
2	19	38	40,80	25,3	8		9	11,8	24,2		12	2
2	20	40	42,83	32	10	22	12	10,78	25	3	12	1
2	25	50	52,82	40	12	25	14	14,26	28	3	12,3	1
2	30	60	62,83	50	12	27	16	17,78	30	3	12,8	1
2,5	16	40	43,50	30,3	12		10	11,9	28,1		15	2
2,5	19	47,5	51,00	35,3	12		11	14,9	27,1		13	2

Anexo 5: Piñón

4.4 Módulo: 2

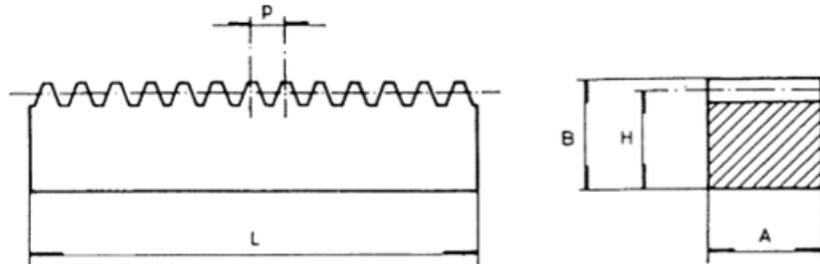
REF.	Nº DIENTE	Ø PRIM. dp	CONS.	Ø CUBO dm	Ø EJE D1	Ø MAX	L. DIENT B	L. CUBO	ANCHO A	MATER.
ECR 2-12	12	24	1	18	10	10	20	15	35	A
ECR 2-15	15	30	1	22	10	14	20	15	35	A
ECR 2-20	20	40	1	30	10	18	20	15	35	A
ECR 2-25	25	50	1	35	12	20	20	15	35	A
ECR 2-30	30	60	1	40	14	25	20	15	35	A
ECR 2-35	35	70	1	45	14	27	20	15	35	A
ECR 2-40	40	80	1	50	14	30	20	15	35	A
ECR 2-45	45	90	1	60	15	35	20	15	35	A
ECR 2-50	50	100	1	70	15	40	20	15	35	A
ECR 2-55	55	110	1	70	20	40	20	15	35	A
ECR 2-60	60	120	1	70	20	40	20	15	35	A
ECR 2-65	65	130	1	80	20	45	20	15	35	A
ECR 2-70	70	140	1	80	20	45	20	15	35	A
ECR 2-75	75	150	2	-	20	-	20	-	20	A
ECR 2-80	80	160	2	-	20	-	20	-	20	A
EVR 2-85	85	170	2	-	20	-	20	-	20	A
ECR 2-90	90	180	2	-	20	-	20	-	20	A
ECR 2-95	95	190	2	-	20	-	20	-	20	A
ECR 2-100	100	200	2	-	20	-	20	-	20	A
ECR 2-105	105	210	2	-	20	-	20	-	20	A
ECR 2-110	110	220	2	-	20	-	20	-	20	A
ECR 2-115	115	230	2	-	20	-	20	-	20	A
ECR 2-120	120	240	2	-	20	-	20	-	20	A
ECR 2-127	127	254	2	-	20	-	20	-	20	A

A=Acero C-43

Anexo 6: Cremallera

Cremalleras.Dentado recto

COTRANSA



Angulo de presión 20°. Según DIN 782

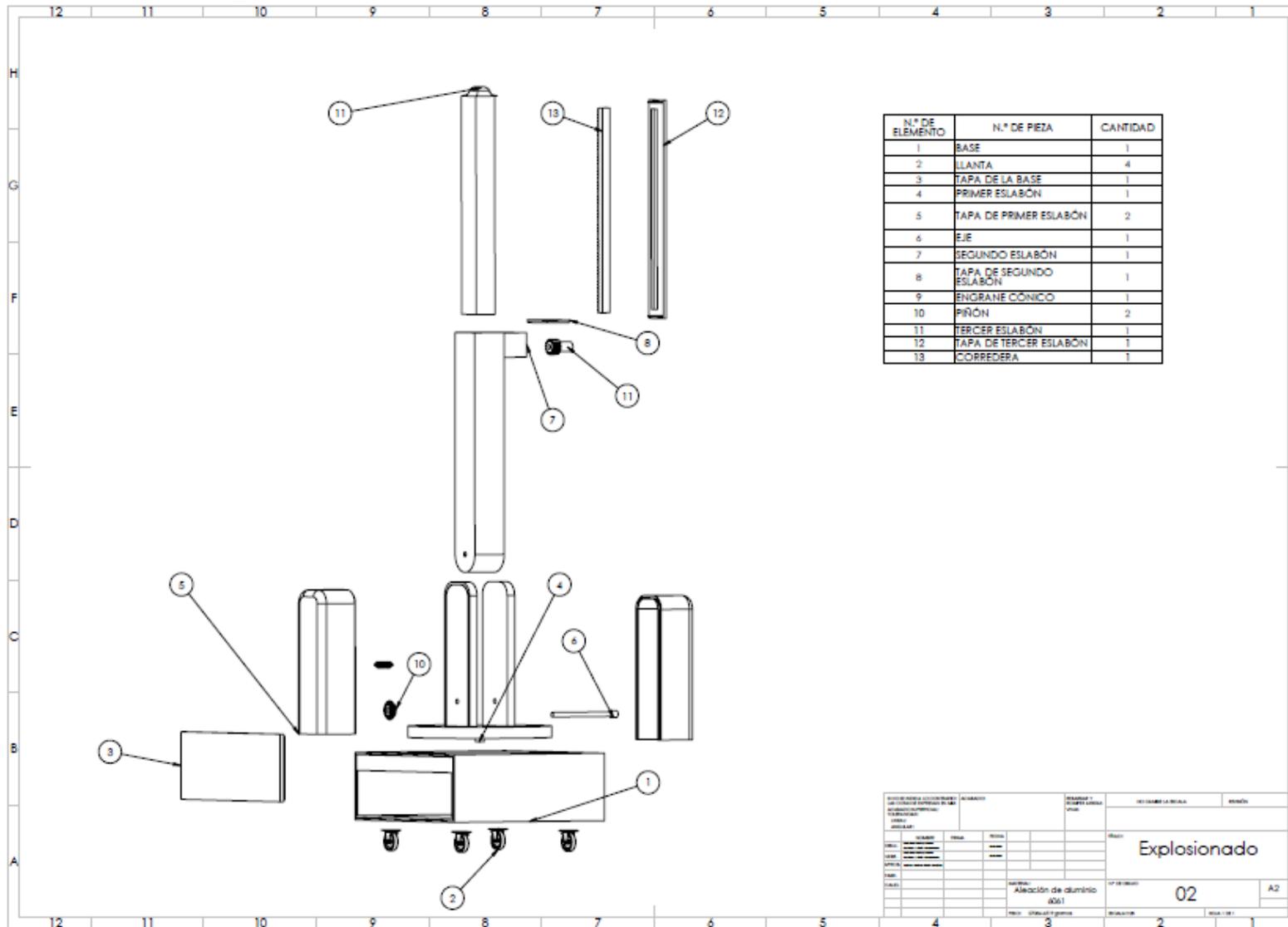
ACERO: F-114

REFERENCIA	MODULO	PASO P	ANCHO A	ALTURA TOTAL B	ALTURA PRIM. H	PESO kg/m.
CRE-1	1	3,14	10	10	8	0,79
CRE-1,5	1,5	4,71	15	15	13,5	1,648
CRE-2	2	6,28	20	20	18	2,07
CRE-2,5	2,5	7,85	25	25	22,5	3,97
CRE-3	3	9,42	30	30	27	6,2
CRE-3,5	3,5	10,99	35	35	31,5	8,65
CRE-4	4	12,57	40	40	36	11
CRE-5	5	15,71	50	40	36	15
CRE-6	6	18,85	50	40	36	19

4.2

Longitud máxima: 4 mts. Suministrable en tramos de 1 metro

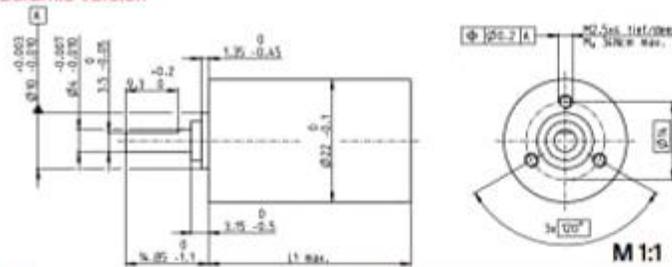
Anexo 7: Plano explosionado



NOMBRE DEL DISEÑADOR NOMBRE DEL INGENIERO NOMBRE DEL TÉCNICO		FECHA DE ELABORACIÓN FECHA DE REVISIÓN	REVISOR INGENIERO
DESCRIPCIÓN DEL ELEMENTO		MATERIAL Aleación de aluminio 6061	
NOMBRE DEL ELEMENTO		CANTIDAD	
Explusionado		02	
NOMBRE DEL ELEMENTO		CANTIDAD	
A2		02	

Planetary Gearhead GP 22 C $\varnothing 22$ mm, 0.5–2.0 Nm

Ceramic Version



Technical Data

Planetary Gearhead	straight teeth
Output shaft	stainless steel, hardened
Bearing at output	ball bearing
Radial play, 10 mm from flange	max. 0.2 mm
Axial play	max. 0.2 mm
Max. axial load (dynamic)	100 N
Max. force for press fits	100 N
Direction of rotation, drive to output	=
Max. continuous input speed	8000 rpm
Recommended temperature range	-40...+100°C
Number of stages	1 2 3 4 5
Max. radial load, 10 mm from flange	30 N 50 N 55 N 55 N 55 N

gear

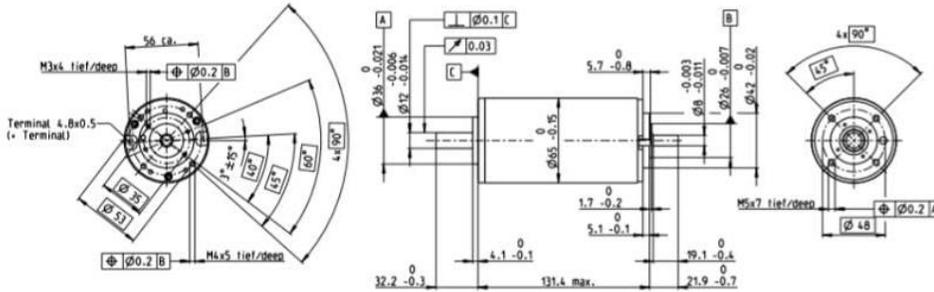
Gearhead Data	Part Numbers										
	143971	143974	143980	143986	143990	143996	144002	144004	144011	144017	144023
1 Reduction	3.6:1	14:1	53:1	104:1	166:1	370:1	590:1	742:1	1366:1	1696:1	3189:1
2 Absolute reduction	7%	25%	50%	50%	50%	50%	50%	50%	50%	50%	50%
3 Max. motor shaft diameter	mm 4	4	4	3.2	4	3.2	4	4	3.2	3.2	4
Part Numbers	143972	143975	143981	143987	143991	143997	144003	144006	144012	144018	144024
1 Reduction	4.4:1	16:1	62:1	109:1	231:1	389:1	690:1	867:1	1460:1	2502:1	3728:1
2 Absolute reduction	5%	15%	30%	30%	30%	30%	30%	30%	30%	30%	30%
3 Max. motor shaft diameter	mm 3.2	3.2	3.2	4	3.2	3.2	3.2	3.2	3.2	3.2	3.2
Part Numbers	143973	143976	143982	143988	143992	143998	144005	144007	144013	144019	144025
1 Reduction	5.4:1	19:1	72:1	126:1	270:1	410:1	660:1	1014:1	1538:1	2214:1	4592:1
2 Absolute reduction	4%	12%	24%	24%	24%	24%	24%	24%	24%	24%	24%
3 Max. motor shaft diameter	mm 2.5	3.2	3.2	3.2	3.2	4	2.5	3.2	4	4	2.5
Part Numbers	143977	143983	143989	143993	143999		144008	144014	144020		
1 Reduction	20:1	76:1	157:1	285:1	455:1		1068:1	1621:1	2458:1		
2 Absolute reduction	4%	12%	24%	24%	24%		24%	24%	24%		
3 Max. motor shaft diameter	mm 4	4	2.5	4	3.2		4	3.2	3.2		
Part Numbers	143978	143984		143994	144000		144009	144015	144021		
1 Reduction	24:1	84:1		196:1	470:1		1185:1	1707:1	2589:1		
2 Absolute reduction	3%	9%		18%	18%		18%	18%	18%		
3 Max. motor shaft diameter	mm 3.2	3.2		3.2	3.2		3.2	3.2	3.2		
Part Numbers	143979	143985		143995	144001		144010	144016	144022		
1 Reduction	29:1	89:1		333:1	561:1		1249:1	1798:1	3027:1		
2 Absolute reduction	2%	6%		12%	12%		12%	12%	12%		
3 Max. motor shaft diameter	mm 2.5	3.2		3.2	3.2		3.2	3.2	3.2		
4 Number of stages	1	2	3	3	4	4	4	5	5	5	5
5 Max. continuous torque	Nm 0.5	0.6	1.2	1.2	1.8	1.8	1.8	2.0	2.0	2.0	2.0
6 Max. intermittent torque at gear output	Nm 0.8	0.9	1.8	1.8	2.7	2.7	2.7	3.0	3.0	3.0	3.0
7 Max. efficiency	% 84	70	59	59	49	49	49	42	42	42	42
8 Weight	g 42	55	88	68	81	81	81	94	94	94	94
9 Average backlash no load	" 1.0	1.2	1.8	1.8	2.0	2.0	2.0	2.0	2.0	2.0	2.0
10 Mass inertia	gcm ² 0.5	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4
11 Gearhead length L1*	mm 25.4	32.2	39.0	39.0	45.8	45.8	45.8	52.6	52.6	52.6	52.6



maxon Modular System													
Motor	Page	Sensor/Brake	Page	Overall length [mm] = Motor length + gearhead length + sensor/brake + assembly parts									
EC-max 15, 8 W	237			58.7	65.5	72.3	72.3	79.1	79.1	79.1	85.9	85.9	85.9
EC-max 15, 8 W	237	MR	462	66.0	72.8	79.6	79.6	86.4	86.4	86.4	93.2	93.2	93.2
EC-max 22, 12 W	238			57.5	64.3	71.1	71.1	77.9	77.9	77.9	84.7	84.7	84.7
EC-max 22, 12 W	238	MR	462	67.2	74.0	80.8	80.8	87.6	87.6	87.6	94.4	94.4	94.4
EC-max 22, 12 W	238	AB 20	516	93.1	99.9	106.7	106.7	113.5	113.5	113.5	120.3	120.3	120.3
EC 20 flat, 3 W, A	277			33.1	39.9	46.7	46.7	53.5	53.5	53.5	60.3	60.3	60.3
EC 20 flat, 3 W, B	277			32.5	39.3	46.1	46.1	52.9	52.9	52.9	59.7	59.7	59.7
EC 20 flat, 5 W	276			36.7	43.5	50.3	50.3	57.1	57.1	57.1	63.9	63.9	63.9

Anexo 9: Motor y reductor 2

RE 65 Ø65 mm, Graphite Brushes, 250 Watt



RE

M 1:4

- Stock program
- Standard program
- Special program (on request)

Part Numbers

353294	353296	353296	353297	353298	353299	353300	353301
388984	388985	388986	388987	388988	388989	388990	388991

Industrial Version IP54*

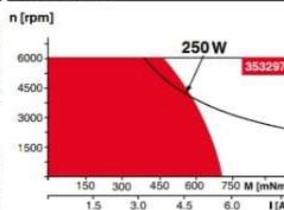
Motor Data

		18	24	36	48	60	70	70	70
Values at nominal voltage									
1	Nominal voltage	V	18	24	36	48	60	70	70
2	No load speed	rpm	3520	4090	3970	3670	3680	3440	3190
3	No load current	mA	755	697	437	289	231	179	160
4	Nominal speed	rpm	3250	3810	3700	3420	3450	3220	2960
5	Nominal torque (max. continuous torque)	mNm	427	501	751	800	813	832	839
6	Nominal current (max. continuous current)	A	10	10	9.32	6.8	5.53	4.51	4.21
7	Stall torque	mNm	13600	15700	17400	16100	16200	15100	13700
8	Stall current	A	295	292	207	131	106	78.6	66.1
9	Max. efficiency	%	81	83	87	88	89	89	89
Characteristics									
10	Terminal resistance	Ω	0.0609	0.0821	0.174	0.365	0.568	0.891	1.06
11	Terminal inductance	mH	0.023	0.031	0.076	0.161	0.251	0.393	0.458
12	Torque constant	mNm/A	46	53.7	84.4	123	153	192	207
13	Speed constant	rpm/V	208	178	113	77.8	62.3	49.8	46.1
14	Speed / torque gradient	rpm/mNm	0.275	0.272	0.234	0.231	0.231	0.231	0.236
15	Mechanical time constant	ms	3.98	3.68	3.38	3.25	3.19	3.16	3.16
16	Rotor inertia	gcm ²	1380	1290	1380	1340	1320	1310	1280

Specifications

- Thermal data**
- 17 Thermal resistance housing-ambient 1.3 K/W
 - 18 Thermal resistance winding-housing 1.85 K/W
 - 19 Thermal time constant winding 123 s
 - 20 Thermal time constant motor 1060 s
 - 21 Ambient temperature -30...+100°C
 - 22 Max. winding temperature +125°C
- Mechanical data (preloaded ball bearings)**
- 23 Max. speed 5500 rpm
 - 24 Axial play at axial load < 25 N 0 mm
 - 25 Radial play > 25 N 0.1 mm
 - 26 Max. axial load (dynamic) 70 N
 - 27 Max. force for press fits (static) (static, shaft supported) 420 N
 - 28 Max. radial load, 15 mm from flange 12000 N
- Other specifications**
- 29 Number of pole pairs 2
 - 30 Number of commutator segments 26
 - 31 Weight of motor 2100 g

Operating Range

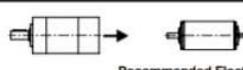


Comments

- Continuous operation**
In observation of above listed thermal resistance (lines 17 and 18) the maximum permissible winding temperature will be reached during continuous operation at 25°C ambient.
= Thermal limit.
- Short term operation**
The motor may be briefly overloaded (recurring).
- Assigned power rating**

maxon Modular System

- Planetary Gearhead
Ø81 mm
20 - 120 Nm
Page 404

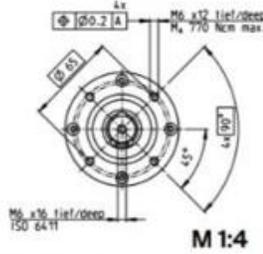
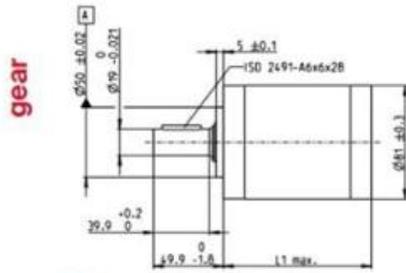


- Recommended Electronics:**
- Notes Page 34
 - ESCON Mod. 50/5 487
 - ESCON Mod. 50/8 (HE) 488
 - ESCON 50/5 489
 - ESCON 70/10 489
 - EPOS4 Module 50/8 497
 - EPOS4 Module 50/15 497
 - EPOS4 Comp. 50/8 CAN 499
 - EPOS4 Comp. 50/15 CAN 500
 - EPOS4 70/15 501

Details on catalog page 34

- Encoder HEDS 5540
500 CPT,
3 channels
Page 472
- Encoder HEDL 5540
500 CPT,
3 channels
Page 474
- Industrial Version
IP54*
Encoder HEDL 9140
Page 479
- Brake AB 44
Page 524
- End cap
Page 525

Planetary Gearhead GP 81 A Ø81 mm, 20.0-120.0 Nm



Technical Data	
Planetary Gearhead	straight teeth
Output shaft	steel
Bearing at output	ball bearing
Radial play, 8 mm from flange	max. 0.1 mm
Axial play	max. 1 mm
Max. force for press fits	1500 N
Direction of rotation, drive to output	=
Max. continuous input speed	3000 rpm
Recommended temperature range	-30...+140°C
Number of stages	1 2 3
Max. radial load, 24 mm from flange	400 N 600 N 1000 N
Max. axial load (dynamic)	80 N 120 N 200 N

- Stock program
- Standard program
- ▨ Special program (on request)

Part Numbers

Gearhead Data	Part Numbers					
	110408	110409	110410	110411	110412	110413
1 Reduction	3.7:1	14:1	25:1	51:1	93:1	308:1
2 Absolute reduction	$\frac{10}{1}$	$\frac{200}{14}$	$\frac{250}{14}$	$\frac{2000}{51}$	$\frac{2000}{93}$	$\frac{2000}{308}$
3 Max. motor shaft diameter	mm 14	14	14	14	14	14
4 Number of stages	1	2	2	3	3	3
5 Max. continuous torque	Nm 20	60	60	120	120	120
6 Max. intermittent torque at gear output	Nm 30	90	90	180	180	180
7 Max. efficiency	% 80	75	75	70	70	70
8 Weight	g 2300	3000	3000	3700	3700	3700
9 Average backlash no load	" 0.5	0.55	0.55	0.6	0.6	0.6
10 Mass inertia	gcm ² 165	155	125	88	154	89
11 Gearhead length L1	mm 92.0	113.7	113.7	135.3	135.3	135.3



maxon Modular System										
Motor	Page	Sensor	Page	Brake	Page	Overall length [mm] = Motor length + gearhead length + (sensor/brake) + assembly parts				
RE 65, 250 W	143					223.5	245.2	245.2	266.8	266.8
RE 65, 250 W	143	HEDS 5540	472			249.4	271.1	271.1	292.7	292.7
RE 65, 250 W	143	HEDL 5540	474			249.4	271.1	271.1	292.7	292.7
RE 65, 250 W	143	HEDL 9140	479			279.6	301.3	301.3	322.9	322.9
RE 65, 250 W	143			AB 44	524	279.6	301.3	301.3	322.9	322.9
RE 65, 250 W	143	HEDL 9140	479	AB 44	524	297.6	319.3	319.3	340.9	340.9
EC 60, 400 W	232					269.4	291.1	291.1	312.7	312.7
EC 60, 400 W	232	HEDL 9140	478			269.4	291.1	291.1	312.7	312.7
EC 60, 400 W	232	Res 26	481			269.4	291.1	291.1	312.7	312.7
EC 60, 400 W	232			AB 41	523	283.0	304.7	304.7	326.3	326.3
EC 60, 400 W	232	HEDL 9140	478	AB 41	523	307.0	328.7	328.7	350.3	350.3

Anexo 10: Parámetros de Orientamotor

Index Table Sizing Tool

Unit

Select the unit Imperial Metric

Table shape and dimensions

Round Table

Rectangular table

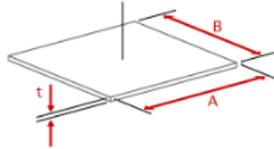
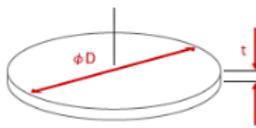


Table diameter

D = mm

A = mm

B = mm

Table mass

m = kg

Drive shaft dimension

Shaft diameter

D₂ = mm

Shaft mass

m₂ = kg

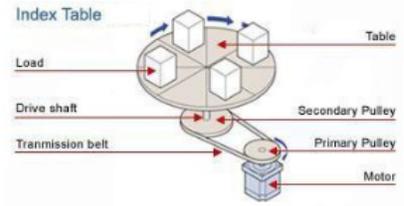
If you are not sure about the mass

Length

L = mm

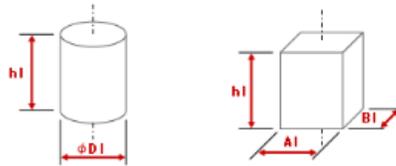
Material

ρ₂ = ▾



Load shape and dimensions

- No additional load
 Cylinder type
 Rectangular pillar type



Load diameter $D_1 =$ mm

$A_1 =$ mm $B_1 =$ mm

Distance from the table center to the load center



$r =$ mm

Number of loads $n =$ pc

Mass of load $m_1 =$ kg/pc

If you are not sure about the mass

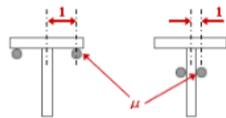
Load height $h_1 =$ mm

Load material $\rho_1 =$

Table support (Leave the fields blank if the friction coefficient can be ignored)

Friction coefficient between the table and the supporting mechanism $\mu =$ ⓘ

Distance from the table center to the supporting mechanism
(Please specify the diameter if you use Ball bearing)



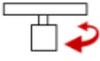
$l =$ mm

System efficiency $\eta =$ %

Mechanism condition

Horizontal operation

Vertical operation



Other requirement(s)

- It is necessary to hold the load even after the power supply is turned off.
→ You need an electromagnetic brake.
- It is necessary to hold the load after the motor is stopped, but not necessary to hold after the power supply is turned off.

Safety factor

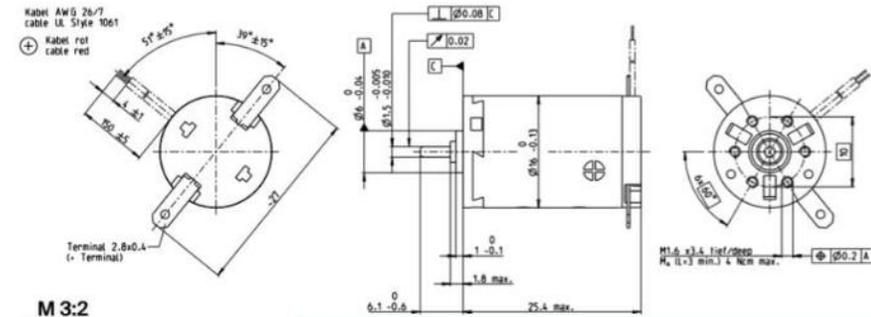
Safety factor

CLEAR ALL

CALCULATE

Anexo 11: Motor y reductor 1

A-max 16 Ø16 mm, Precious Metal Brushes CLL, 2 Watt



A-max

M 3:2

- Stock program
- Standard program
- Special program (on request)

Part Numbers

	110041	110042	110043	110044	110045	110046	110047	110048	110049	110050
with terminals										
with cables	139820	352815	134844	231379	220514	304672	352823	352816	260678	352817

Motor Data		1.5	3	6	9	12	15	18	21	24	30
Values at nominal voltage											
1 Nominal voltage	V	1.5	3	6	9	12	15	18	21	24	30
2 No load speed	rpm	10800	11000	10100	12300	12300	13200	14100	13700	13800	14400
3 No load current	mA	61.4	38.1	13.9	12.7	9.54	8.57	7.99	6.53	5.83	3.37
4 Nominal speed	rpm	9360	8810	4530	6700	6660	7890	8480	8040	8120	5480
5 Nominal torque (max. continuous torque)	mNm	0.712	1.3	2.22	2.19	2.17	2.17	2.15	2.14	2.11	2.08
6 Nominal current (max. continuous current)	A	0.6	0.6	0.408	0.327	0.243	0.209	0.185	0.153	0.134	0.0864
7 Stall torque	mNm	4.79	4.51	4.03	4.82	4.77	5.16	5.44	5.22	5.12	4.04
8 Stall current	A	3.66	1.97	0.723	0.702	0.52	0.482	0.453	0.362	0.315	0.164
9 Max. efficiency	%	76	75	75	76	76	76	76	76	76	74
Characteristics											
10 Terminal resistance	Ω	0.41	1.52	8.3	12.8	23.1	31.1	39.7	57.9	76.2	183
11 Terminal inductance	mH	0.017	0.052	0.306	0.467	0.83	1.13	1.42	2.05	2.61	6.01
12 Torque constant	mNm/A	1.31	2.29	5.57	6.88	9.17	10.7	12	14.4	16.3	24.7
13 Speed constant	rpm/V	7290	4170	1720	1390	1040	893	795	663	587	387
14 Speed / torque gradient	rpm/mNm	2280	2770	2560	2590	2620	2600	2630	2670	2750	2880
15 Mechanical time constant	ms	25.3	23.8	23.2	23.3	23.3	23.4	23.5	23.4	23.5	23.9
16 Rotor inertia	gcm ²	1.06	0.82	0.868	0.859	0.849	0.859	0.852	0.838	0.816	0.793

Specifications **Operating Range** **Comments**

Thermal data			<p>■ Continuous operation In observation of above listed thermal resistance (lines 17 and 18) the maximum permissible winding temperature will be reached during continuous operation at 25°C ambient. = Thermal limit.</p> <p> Short term operation The motor may be briefly overloaded (recurring).</p> <p>— Assigned power rating</p>
17 Thermal resistance housing-ambient	29.8 K/W		
18 Thermal resistance winding-housing	5.5 K/W		
19 Thermal time constant winding	3.55 s		
20 Thermal time constant motor	165 s		
21 Ambient temperature	-30...+85°C		
22 Max. winding temperature	+85°C		
Mechanical data (sleeve bearings)			
23 Max. speed	19 000 rpm		
24 Axial play	0.05 - 0.15 mm		
25 Radial play	0.012 mm		
26 Max. axial load (dynamic)	0.8 N		
27 Max. force for press fits (static)	35 N		
28 Max. radial load, 5 mm from flange	1.4 N		

Mechanical data (ball bearings)	maxon Modular System	Details on catalog page 34
23 Max. speed	19 000 rpm	
24 Axial play	0.05 - 0.15 mm	
25 Radial play	0.025 mm	
26 Max. axial load (dynamic)	2.2 N	
27 Max. force for press fits (static)	30 N	
28 Max. radial load, 5 mm from flange	7.8 N	
Other specifications		
29 Number of pole pairs	1	01 - 0.6 Nm
30 Number of commutator segments	7	Page 369/370
31 Weight of motor	21 g	Screw Drive
		Ø16 mm
		Page 411-413

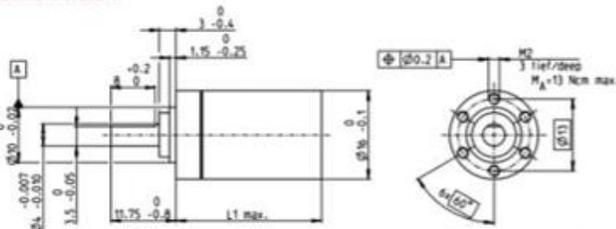
Values listed in the table are nominal. Explanation of the figures on page 72.

Option
Ball bearings in place of sleeve bearings
Without CLL

Planetary Gearhead GP 16 C Ø16 mm, 0.2–0.6 Nm

Ceramic Version

gear



Technical Data	
Planetary Gearhead	straight teeth
Output shaft	stainless steel, hardened
Bearing at output	preloaded ball bearings
Radial play, 6 mm from flange	max. 0.08 mm
Axial play at axial load	< 4 N 0 mm > 4 N max. 0.05 mm
Max. axial load (dynamic)	12 N
Max. force for press fits	100 N
Direction of rotation, drive to output	=
Max. continuous input speed	12000 rpm
Recommended temperature range	-40...+100°C
Number of stages	1 2 3 4 5
Max. radial load, 6 mm from flange	20 N 40 N 60 N 80 N 80 N

M 1:1

	Part Numbers							
	416326	407843	416391	401954	328699	416028	416188	414453
Gearhead Data								
1 Reduction	4.4:1	19:1	84:1	157:1	370:1	690:1	1621:1	3027:1
2 Absolute reduction	$\frac{19}{4}$	$\frac{19}{1}$	$\frac{84}{1}$	$\frac{157}{1}$	$\frac{370}{1}$	$\frac{690}{1}$	$\frac{1621}{1}$	$\frac{3027}{1}$
3 Max. motor shaft diameter	mm 2	2	2	1.5	2	1.5	2	2
Part Numbers	416500	416499	416385		416115	415807	415893	415476
1 Reduction	5.4:1	24:1	104:1		455:1	850:1	1996:1	3728:1
2 Absolute reduction	$\frac{24}{5}$	$\frac{24}{1}$	$\frac{104}{1}$		$\frac{455}{1}$	$\frac{850}{1}$	$\frac{1996}{1}$	$\frac{3728}{1}$
3 Max. motor shaft diameter	mm 1.5	1.5	2		2	1.5	2	1.5
Part Numbers		416428	402672		416097		415786	409316
1 Reduction		29:1	128:1		561:1		2458:1	4592:1
2 Absolute reduction		$\frac{29}{1}$	$\frac{128}{1}$		$\frac{561}{1}$		$\frac{2458}{1}$	$\frac{4592}{1}$
3 Max. motor shaft diameter	mm	1.5	1.5		2		2	1.5
4 Number of stages	1	2	3	3	4	4	5	5
5 Max. continuous torque	Nm 0.2	0.3	0.4	0.4	0.5	0.5	0.6	0.6
6 Max. intermittent torque at gear output	Nm 0.3	0.45	0.6	0.6	0.75	0.75	0.9	0.9
7 Max. efficiency	% 90	81	73	73	65	65	59	59
8 Weight	g 22	25	29	29	33	33	37	37
9 Average backlash no load	" 1.4	1.6	2	2	2.4	2.4	3	3
10 Mass inertia	gcm ² 0.07	0.05	0.05	0.04	0.05	0.04	0.05	0.05
11 Gearhead length L1	mm 18.1	23.2	26.8	26.8	30.4	30.4	33.9	33.9



maxon Modular System					
Motor	Page	Sensor/Brake	Page	Overall length [mm] = Motor length + gearhead length + (sensor/brake) + assembly parts	
RE 16, 2 W	129			40.5	45.6
RE 16, 2 W	129	MR	460/461	46.2	51.3
RE 16, 3.2 W	130/131			58.6	63.7
RE 16, 3.2 W	131	MR	460/461	63.6	68.7
RE 16, 4.5 W	132/133			61.6	66.7
RE 16, 4.5 W	133	MR	460/461	66.6	71.7
A-max 16	149-152			43.6	48.7
A-max 16	150/152	MR	460/461	48.6	53.7
EC-max 16, 5 W	235			42.2	47.3

Anexo 12: Test EUS



Universidad Autónoma del Estado de México

FACULTAD DE MEDICINA

Licenciatura en Bioingeniería Médica



Toluca, Estado de México a ____ de _____ de 2020.

Nombre: _____ Edad: _____

Profesión: _____ Cédula profesional: _____

Teléfono: _____ E-mail: _____

Lugar donde labora actualmente: _____

PROPÓSITO: La siguiente prueba tiene como fin evaluar la usabilidad de la interfaz gráfica de usuario diseñada para el dispositivo de movimiento de Codman y Chandler. Sus respuestas son muy importantes para mejorar el diseño de la misma, su información personal se mantendrá confidencial y en el anonimato.

INSTRUCCIONES: Lea cuidadosamente cada uno de los ítems y con base a la efectividad, eficiencia y satisfacción al usar la GUI, por favor asigne un valor (encierre su respuesta), 1 se considera que está totalmente en desacuerdo con la aseveración y 5 que está totalmente de acuerdo.

Ítem	Totalmente en desacuerdo					Totalmente de acuerdo
1. Creo que me gustaría utilizar este sistema con frecuencia.	1	2	3	4	5	
2. Encontré el sistema innecesariamente complejo.	1	2	3	4	5	
3. Creo que el sistema fue fácil de usar.	1	2	3	4	5	
4. Creo que necesitaría el apoyo de un técnico para poder utilizar este sistema.	1	2	3	4	5	
5. Las funciones de este sistema estaban bien integradas.	1	2	3	4	5	
6. Pensé que el sistema es muy inconsistente.	1	2	3	4	5	
7. Me imagino que la mayoría de la gente aprendería a utilizar este sistema rápidamente.	1	2	3	4	5	
8. Encontré el sistema muy difícil de usar.	1	2	3	4	5	
9. Me sentí muy seguro al usar el sistema.	1	2	3	4	5	
10. Necesité aprender muchas cosas antes de ser capaz de usar este sistema.	1	2	3	4	5	

Anexo 13: Videos de simulación de movimientos

- **Circunducción**
<https://www.dropbox.com/s/qr87zuf14xsl7r3/Circunducci%C3%B3n.mp4?dl=0>
- **Flexión-extensión**
https://www.dropbox.com/s/w9fhcbm1p3nx3lm/Flexi%C3%B3n_extensi%C3%B3n.mp4?dl=0
- **Abducción-aducción**
<https://www.dropbox.com/s/zqhxke88z4sk3cs/Abducci%C3%B3n-aducci%C3%B3n.mp4?dl=0>