

**MODELADO, CONTROL Y DISEÑO DE UN EXOESQUELETO DE MIEMBRO
SUPERIOR PARA LA IMPLEMENTACIÓN EN PROCESOS DE
REHABILITACIÓN EN ENFERMEDADES MUSCULOESQUELÉTICAS
ENFOCADO EN CAPSULITIS ADHESIVA Y EPICONDILITIS**

**PROYECTO DE GRADO
PARA OBTENER EL TÍTULO PROFESIONAL EN INGENIERIA ELECTRONICA,
BOGOTA**

DIEGO FERNANDO VARGAS JIMENEZ

**UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS
FACULTAD DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA
BOGOTA D.C
FEBRERO 2018**

**MODELADO, CONTROL Y DISEÑO DE UN EXOESQUELETO DE
MIEMBRO SUPERIOR PARA LA IMPLEMENTACIÓN EN PROCESOS DE
REHABILITACIÓN EN ENFERMEDADES MUSCULOESQUELÉTICAS
ENFOCADO EN CAPSULITIS ADHESIVA Y EPICONDILITIS**

DIEGO FERNANDO VARGAS JIMENEZ

**DIRECTOR: ING. CARLOS TORRES PINZÓN
CODIRECTOR: DIEGO ALEXANDER TIBADUIZA BURGOS, PHD.
CODIRECTOR: ING. MARIBEL ANAYA VEJAR**

**UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS
FACULTAD INGENIERÍA ELECTRÓNICA
BOGOTA D.C
FEBRERO, 2018**

Agradecimientos

Agradezco a mis padres, Reinaldo Vargas y Mariela Jiménez, que con sus valores, sabiduría y fortaleza inculcada me guiaron y me apoyaron a lo largo de mi carrera, gracias por ser siempre mi mano derecha, gracias por su empeño, amor y dedicación durante todo este tiempo.

A mis hermanas, Andrea Carolina, Diana del Pilar y Laura Rocio, quienes siempre han estado presentes en los momentos más trascendentales de mi vida, apoyándome y guiándome para no desfallecer

A mi novia Por haberme apoyado y ser un aliento durante el proyecto, tu ayuda fue fundamental, estuviste conmigo incluso en los momentos más turbulentos, al ingeniero William Laverde por su apoyo y el tiempo que dedico a mi documento a mi compañera de trabajo Diana Castañeda por su preocupación y apoyo en este proceso.

Sin duda alguna a mi tutor el ingeniero Carlos Andrés Torres quien con su paciencia, conocimiento, dedicación y tiempo, supo guiarme en este proceso fortaleciendo en todo momento mi formación y en generar a todos los docentes que de una u otra forma me aportaron sus conocimientos para la finalización de este proyecto.

Resumen

En la actualidad las enfermedades musco-esqueléticas han adquirido una importancia significativa debido al alza en casos registrables, esto se debe en gran parte a lesiones ocasionadas por realizar movimientos repetitivos los cuales generan traumatismos en la zona muscular, o casos más graves en donde estas lesiones están ligadas a accidentes laborales, los cuales generen algún tipo de discapacidad la cual restringe el movimiento.

En la actualidad, esta problemática ha ocasionado que diversos campos del conocimiento enfoquen su estudio en el desarrollo de herramientas o dispositivos que contribuyan con la rehabilitación en pacientes que hayan sufrido algún tipo de lesión.

Se registra en la actualidad un desarrollo tecnológico de forma acelerada, tanto así que ya se registras innumerables técnicas que garantizan la recuperación de un paciente en un porcentaje bastante alto, y por consiguiente garantiza mejores condiciones de vida al paciente.

Debido a esto surge la robótica médica, el cual mezcla caracterizaciones del movimiento y teorías de control, produciendo una relación entre el dispositivo y el paciente.

Para este trabajo, el exoesqueleto tendrá un enfoque medico es decir una estructura mecanica simulada, cuyo fin es ayudar a personas que presentan algún tipo de limitación en el movimiento en alguna de sus extremidades a través de movimientos suaves y repetitivos. Este documento se encamina principalmente en procesos de rehabilitación de miembro superior, basado en la implementación de un prototipo de exoesqueleto.

Palabras Claves:

Rehabilitacion, exoesqueleto, control, biomecánica, dinámica y cinematica.

Tabla de Contenidos

Introducción	1
Capítulo 1. Identificación del problema central del trabajo de investigación.....	2
1.1. Antecedentes	3
1.1.1. Planteamiento del problema.....	3
1.1.2. Estado del arte.....	5
1.1.3. Justificación	12
1.1.4. Objetivos.....	13
1.1.5. Fundamentación humanística.....	14
1.1.6. Factibilidad	15
1.2. Marco teórico	16
1.2.1. Anatomía del miembro superior	16
1.2.2. Tipos de articulaciones móviles (Diatroidales).....	16
1.2.3. Los músculos	17
1.2.4. El hombro.....	18
1.2.5. Hombro congelado (Capsulitis adhesiva)	18
1.2.6. El codo	19
1.2.7. Codo de tenista (Epicondilitis).....	20
1.3. Plano anatómico.....	22
1.3.1. Planos y ejes del cuerpo humano	22
1.3.2. Planos del cuerpo	22
1.3.3. Centro de gravedad	24
1.3.4 Ejes del cuerpo humano	24
1.3.5 Movimientos fundamentales.....	25
1.4 Diseño metodológico	26
1.4.1 Fases del proyecto.....	26
Capítulo 2. Biomecánica del sistema	28
2.1. Modelo biomecánico.....	29
2.1.1. Análisis de un cono recto circular truncado:.....	30
2.1.2. Parametrización y análisis de proporción según drillis & contini	33
2.1.3. Modelamiento de hanavan del miembro superior.....	37
2.2. Teorema de los ejes paralelos	40
Capítulo 3. Cinemática del Exoesqueleto de Miembro Superior.....	42
3.1. Cinemática	43
3.1.1. Parametros de los elementos y de las articulaciones	44
3.1.1 Cinemática Directa.....	45
3.1.2 Matriz De Rotación.....	46
3.1.3 Matriz De Rotación Alrededor Del Eje Z_0	46

3.1.4 Transformación Homogénea.....	47
Capitulo 4 Dinámica del Exoesqueleto de Miembro Superior.	48
4.1 Modelado Dinámico.....	49
4.2 El Péndulo.....	50
4.3. Especificaciones De Diseño.....	51
4.4. Modelo No Lineal.....	62
4.5. Linealización Del Sistema.....	66
4.5.1 Linealización Por La Matriz Jacobiana.....	66
Capitulo 5. Sistema De Control Por Realimentación De Variable De Estado.....	72
5.1. Resultados.....	73
5.2. Conclusiones.....	4
Referencias.....	6

Lista de ilustraciones

Ilustración 1 Titan ARM [9].....	6
Ilustración 2 Exoskeleton Force Arm [9].....	7
Ilustración 3 Exoesqueletos robóticos destinados a interfaces [9].....	7
Ilustración 4 Prototipo exoesquelético de 7 GdL [10]	8
Ilustración 5 Exoesqueleto MULOS. [10].....	9
Ilustración 6 Prototipo de tipo exoesqueleto en procesos de rehabilitación desarrollado por la universidad Nacional De Colombia. [12].	9
Ilustración 7 Diseño de un exoesqueleto mecatrónica de brazo basado en screws y robots paralelos, Universidad Santo Tomas, Grupo de investigación MEM [13].	10
Ilustración 8 Ilustración de ensamble final de exoesqueleto en el paciente, tesis Hugo José Celedón Flórez [14].	11
Ilustración 9 Articulaciones que componen el hombro [17].	18
Ilustración 10 Esquema Anatómico del Codo [19].	19
Ilustración 11 Ejercicio de rehabilitación: Flexiones de bíceps [21].	21
Ilustración 12 Posibles ejercicios de rehabilitación para el codo de tenista [22]	21
Ilustración 13 Plano sagital, separa en parte derecha e izquierda el cuerpo [23].	23
Ilustración 14 Plano transversal, separa el cuerpo en parte superior e inferior [23].	23
Ilustración 15 Plano frontal, separa el cuerpo en parte frontal y posterior [23].	24
Ilustración 16 Representación modelo de Hanaval (imagen modificada por el autor) [26].	30
Ilustración 17 Cono recto circular, cono recto circular troncado (autor).	31
Ilustración 18 Longitud del segmento de la extremidad superior en función de la altura total. (Autor) [27].	35
Ilustración 19 Representación de esquema del brazo humano comparado con el esquema planteado por Hanavan.	37
Ilustración 20 Modelo de Hanavan (brazo). (Autor).....	37
Ilustración 21 Modelo de Hanaval (antebrazo). (Autor).	38
Ilustración 22 Modelo de Hanaval (mano).....	39
Ilustración 23 Planteamiento del problema cinemático de un manipulador [36].	44
Ilustración 24 Péndulo Robot (Autor)	50
Ilustración 25 Esquema de robots manipuladores de 2 gd (Autor)	51
Ilustración 26 Modelo de Hanavan de la extremidad miembro superior. (Autor)	53
Ilustración 27 Modelo de Drillis y Contini Identificación de centros de masa e Inercias (Autor).....	53
Ilustración 28 Caracterización del estabón 1(Autor).....	55
Ilustración 29 Momento de inercia de una esfera (Autor).....	56
Ilustración 30 características del eslabón 2 (Autor)	58
Ilustración 31 Sinergia del complejo articular del hombro (Autor)	60
Ilustración 32 Sinergia del complejo articular del codo.....	61
Ilustración 33 Modelo no lineal.....	74

Ilustración 34 Esquema de contro de sistema linealizado	74
Ilustración 35 Subsistema, Lienalizacion del exoesqueleto de Brazo	75
Ilustración 36 Esquema de Control por realimentación de variables de estado	76
Ilustración 37 Angulo de flexion Maximo del codo (63°)	77
Ilustración 38 Angulo de Extension Maximo del Hombro (98°)	77
Ilustración 39 Respuesta del Exoesqueleto de Brazo, (Codo) Angulo d flexion diferente de 0°, caso 1	2
Ilustración 40 Respuesta del Exoesqueleto de Brazo, (Hombro) Angulo d flexion diferente de 0°, caso 2.....	2
Ilustración 41 Respuesta del Exoesqueleto de Brazo, (Codo) Caso 3.....	3
Ilustración 42 Respuesta del Exoesqueleto de Brazo,(Hombro) Caso 4.....	3

Lista de tablas

Tabla 1 Variables de las ecuaciones del cono recto circular.....	33
Tabla 2 parámetros del cálculo de las masas y centro de masa del cuerpo datos obtenidos por Zatsiorki-Seluyanov [29].....	36
Tabla 3 Propiedades inerciales de los segmentos del miembro superior.	36
Tabla 4 Dimensiones antropométricas de la población en Colombia.....	52
Tabla 5 Longitudes de la extremidad miembro superior.	53
Tabla 6 Propiedades inerciales de la extremidad de miembro superior.....	54
Tabla 7 Parametros del robo de 2 gdl.	70
Tabla 8 Parametros del motor seleccionado para implementar en el exoesquelero de brazo.....	71

Introducción

El concepto de exoesqueleto para uso en procesos de rehabilitación ha creado un precedente importante a nivel mundial, debido a su impacto positivo en pacientes que evidencian algún tipo de condición de restricción en el movimiento de alguna articulación, ya que la implementación de estos dispositivos en tratamientos médicos resulta bastante interesante por la facilidad de interacción entre paciente y máquina.

En Colombia de acuerdo a cifras registradas por diferentes entidades como la ARL Sura y en encuestas realizadas por el ministerio del trabajo el 90% de las enfermedades laborales están ligadas a lesiones de tipo musculo-esqueléticos, debido al incremento de estos casos, la implementación de estrategias de ingeniería como dispositivos de tipo exoesqueleto resultan bastante viables para el campo médico. La implementación de estos, los cuales son capaces de brindar solución a estas problemáticas, garantizan que los exoesqueletos si responden como medida a tratamientos de rehabilitación.

En este documento se muestra un avance del proyecto de investigación enfocado en lesiones de hombro y codo más específicamente enfermedades de capsulitas adhesiva y epicondilitis.

Para el desarrollo de esta investigación se propone la siguiente estructura:

Capítulo 1: se presenta el planteamiento del problema, Marco Teórico y se exponen los adelantos más significativos en exoesqueleto de miembro superior, adicional a esto se expone el objetivo general y los objetivos específicos.

Capítulo 2: Se desarrollan las bases teóricas para determinar el modelo Biomecánico del exoesqueleto de miembro superior

Capítulo 3: se expone la cinemática del sistema el cual describirá el comportamiento en función del tiempo, es decir, posición, velocidad y aceleración del exoesqueleto de miembro superior.

Capítulo 4: se sustentará el comportamiento del sistema propuesto, determinando el modelo Dinámico del exoesqueleto de miembro superior.

Capítulo 5: se explica los resultados matemáticos obtenidos, y se expone la estrategia de control utilizada y conclusiones.

Capítulo 1. Identificación del problema central del trabajo de investigación

En este capítulo se realiza una introducción de las temáticas que se abordan en esta tesis. Este primer capítulo contiene un planteamiento del problema en el cual se hace visible la problemática generada en la actualidad con relación a lesiones de hombro y codo; seguido a esto la estructuración del estado del arte donde se enfoca en mostrar los avances significativos e implementaciones de exoesqueletos de miembro superior a nivel nacional e internacional; además se expondrá la justificación la cual se centrara en determinar el porqué de la importancia de implementar exoesqueletos en procesos de rehabilitación enfocados principalmente en lesiones tales como capsulitis adhesiva y la epicondilitis.

Adicionalmente se presentan los objetivos generales y específicos los cuales nos ayudaran a determinar el alcance del proyecto; se abordan las temáticas de fundamentación humanística donde se especifica la intención del proyecto de una manera personal y la factibilidad del proyecto donde se puede ver la posibilidad de la realización e implementación del resultado final de la investigación; y para concluir con el primer capítulo, se realizara el desarrollo del marco teórico y el diseño metodológico el cual servirá como punto de partida para determinar el diseño de control basado en el moviendo del brazo humano.

1.1. Antecedentes

1.1.1. Planteamiento del problema

De acuerdo a las cifras relevadas por la ARL Sura, en Colombia durante el año 2015, 141 personas murieron a causa de accidentes de trabajo y 201 quedaron inválidas por accidentes de tránsito [1] infortunadamente lo anterior es una de las consecuencias negativas del crecimiento industrial que va asociada a accidentes que pueden terminar en decesos pero que en una gran parte de los casos están asociadas a lesiones provocadas por esfuerzos repetitivos o simplemente accidentes que conducen a inmovilizaciones en los miembros superiores o inferiores provocando bajas temporales.

Una gran parte de estas actividades hacen que se desarrollen enfermedades que llegan a lesionar de manera parcial o permanente la movilidad en los miembros de un individuo, esto se debe al incremento en los ritmos de trabajo, manejo de cargas pesadas o la repetición de movimientos que causan traumatismos de tipo acumulativo tal como se describió anteriormente; este tipo de enfermedades a las cuales se denominan Trastornos Músculo-Esqueléticos (TME), están adquiriendo relevancia en el aspecto de seguridad y riesgos laborales para su prevención, tratamiento y la legislación asociada a este problema.

Según la publicación realizada por la Agencia Europea Para La Seguridad y la Salud en el Trabajo [2] este tipo de la traumas representan las enfermedades mas comunes registradas en Europa de origen laboral. Los síntomas más representativos se atribuyen al dolor persistente debido a la inflamación en los tejidos blandos restringiendo el movimiento de una articulación, los cuales hacen referencia principalmente a enfermedades de tipo Capsulitis adhesiva y Epicondilitis.

De acuerdo con las cifras que se publicaron en el Informe Ejecutivo de la Segunda Encuesta Nacional de Condiciones de Salud en el Trabajo en el Sistema general de Riesgos Laborales, el 90% de las enfermedades pertenecen a lesiones musculares ocasionadas por carga laboral, un 4% problemas auditivos, 2% en enfermedades del sistema respiratorio, un 1.1% en trastornos del comportamiento, 1% lesiones en la piel [3].

Debido al crecimiento en la aparición de casos relacionados a estas enfermedades, se busca entonces disminuir el factor de discapacidad. Según la Organización Mundial de la Salud (OMS) la discapacidad es definida como la restricción en las actividades y limitaciones en la ejecución de acciones debido a problemas que afectan las funciones corporales y le impide participar en situaciones normales [41].

La discapacidad es ahora una condición que se toma desde un punto de vista integral y por ello es necesario una adecuada intervención en la cual se debe generar estrategias, objetivos y soluciones desde el campo de la ingeniería para fortalecer los avances realizados en fisioterapia orientados a la rehabilitación de pacientes, buscando la optimización de instrumentos que permitan facilidad en dichos procesos [41].

De acuerdo con lo anterior surge la siguiente pregunta

¿Es posible desarrollar un sistema exoesquelético que permita hacer un monitoreo de las terapias de rehabilitación de miembro superior y a su vez ayude en el proceso de rehabilitación de esta extremidad?

1.1.2. Estado del arte

Durante años se ha trabajado en la restauración de las funciones motoras de las extremidades superiores, intentando conectar el sistema nervioso humano con dispositivos electrónicos permitiendo así mejorar las condiciones de vida de los pacientes que han presentado lesiones por accidentes cerebro vasculares o aquellos que se han visto afectados por parálisis cerebral.

Es posible afirmar que el desarrollo alrededor de los exoesqueletos se ha enfocado en la asistencia de problemas relacionados con las extremidades superiores del cuerpo humano [4].

En la actualidad, han aumentado las enfermedades que afectan la capacidad motriz de los individuos, generando un incentivo en el desarrollo de prototipos que ayudan a pacientes a recuperar progresivamente la movilidad y estabilidad de la extremidad superior afectada [5].

Debido al aumento en la industria, se registran más casos relacionados con lesiones de tipo musculoesqueléticas, por trabajos de manejo de cargas pesadas lo cual genera traumatismos de tipo acumulativo. No obstante hay opiniones que aseguran que la automatización en procesos industriales no elimina en su totalidad los trabajos manuales y si aumentan el ritmo en el trabajo. Por ende al aumentar el ritmo del trabajo, se presentan movimientos altamente repetitivos, realización de fuerzas en elementos pequeños generando a largo plazo lesiones en manos, muñecas, codos y hombros [6].

Se estima que en la actualidad, el 15% de la población presenta algún tipo de lesión o discapacidad, esta cifra es superior comparándola con los registros otorgados por la OMS para los años de 1970 los cuales eran de un 10% [7].

Según una encuesta realizada por La Encuesta Mundial de Salud señala que, cerca de 285 millones de personas, aproximadamente un 9,6% de la población mundial, padece de alguna discapacidad de las cuales el 2,2% presentan algún tipo de lesión en las extremidades superiores [7].

Así mismo, una publicación oficial hecha en el 2004 por el Departamento Administrativo Nacional de Estadística (DANE) realizada a trabajadores,

evidencia que aproximadamente el 74,2% de los encuestados dicen sentir tener algún tipo de molestia muscular, la cual atribuyen por posturas inadecuadas y esfuerzos realizados en sus lugares de trabajo [8].

Un 65,8% de los trabajadores entre los 16 y 24 años de edad presentan molestias musculo-esqueléticas, esta cifra aumenta con la edad, ya que se registra un porcentaje del 80% en trabajadores con edades entre los 65 años o mas.

A nivel mundial, el desarrollo de exoesqueletos se ha convertido en proyectos bandera debido a la variedad de funciones, como recuperacion de capacidad motriz, mejora en la calidad de vida en pasientes con algún tipo de lesión muscular, entre otras. Los siguientes son algunos de los modelos más sobresalientes en el campo de los robots portátiles (wearable robots) y modelos de exoesqueletos diseñados para rehabilitación.

Titan ARM

Desarrollado por alumnos de la universidad de Pennsylvania, este brazo mecánico permite al usuario tolerar una carga de hasta 18 kg.



Ilustración 1 Titan ARM [9]

Exoskeleton Force Arm Master

Posee cinco grados de libertad motorizados para las articulaciones de hombro y codo, cuyo fin es proveer realimentación háptica. El peso de este exoesqueleto supera los 10 kg.



Ilustración 2 Exoskeleton Force Arm [9].

EXOSKELETON FORCE ARMMASTER

Este dispositivo robótico se caracteriza por tener la funcionalidad de interactuar en aplicaciones de telemanipulación. Actualmente este tipo de dispositivos se encuentran en estudio y se ha logrado adelantos significativos, entre los mas relevantes se encuentran las publicaciones presentadas por la ESA (European Spacial Agency).



Ilustración 3 Exoesqueletos robóticos destinados a interfaces [9].

La primera referencia literaria de exoesqueletos que se exponen a continuación hace referencia a la década de 1960 y se ubica en el instituto de tecnología CASE, allí se desarrollo el primer exoesqueleto con cuatro grados de libertad y su movimiento se controlaba mediante fuentes de luz y sensores que reaccionaban a la misma, el sistema se encontraba anclado a una superficie. El trabajo sobre este prototipo seguiría en el Hospital Rancho Los Amigos, donde maduraría para convertirse en el Golden Arm, este poseía dos grados de libertad adicionales que se controlaban con motores. El Golden es también el primer

prototipo que se acoplo a un medio que permitiera su transporte, por lo que fue anclado a una silla de ruedas. El control del Golden estaría completamente aislado de control computacional y hacia uso de pulsadores para dirigir sus movimientos.

Los siguientes registros hacen alusión a Kiguchi y Tsagarakis. El primero desarrollo un exoesqueleto con tres grados de libertad que apoyaba la movilidad del miembro superior. Fue pensado para pacientes que tuviesen debilidad física, como ancianos o personas con limitaciones motoras. Kiguchi hizo uso de electromiografía por sus siglas en ingles (EMG) para controlar su dispositivo.

Por su parte Tsagarakis se dedico a la rehabilitación de miembros superiores haciendo uso de un exoesqueleto que poseía siete grados de libertad, su diseño estaba pensado en una relación potencia-peso, por tanto, su movilidad estaba basada en actuadores neumáticos. Aun así Tsagarakis tubo que enfrentarse al comportamiento no lineal de estos actuadores y la respuesta lenta que esto conllevaba [10].



Ilustración 4 Prototipo exoesquelético de 7 GdL [10]

La movilidad de estos exoesqueletos se ha visto limitada por su peso y por la compleja conexión de su estructura a los actuadores de los que depende, los mayores avances en tema de dispositivos ambulantes han sido los que se han fijado a sillas de ruedas, ejemplo de estos es MULOS (Motorised Upper Limb Orthosis System), un sistema que posee cinco grados de libertad y que fue diseñado para trabajar el ejercicio, la asistencia activa y el movimiento pasivo

continuo de los pacientes que presentasen problemas de motricidad con sus miembros superiores.

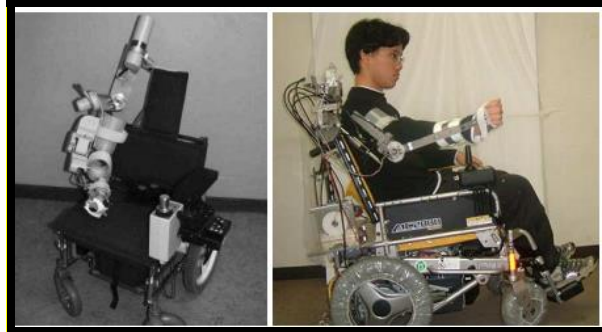


Ilustración 5 Exoesqueleto MULOS. [10].

En Colombia no ha sido una excepción la carrera investigativa de esta tecnología, en 2010 la Universidad del Valle publicó en la revista de Ingeniería Biomedica los avances de una investigación que se tituló “Exoesqueletos para potenciar las capacidades humanas y apoyar la rehabilitación” [4].

Otro ejemplo es la Universidad Nacional de Colombia, Líder en investigación, el cual en 2014 publicó en la revista colombiana de Biotecnología el artículo científico de un “Diseño mecánico de un exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior (Mechanical design of an exoskeleton for upper limb rehabilitation)” [12] y que se presenta en la Ilustración 6.

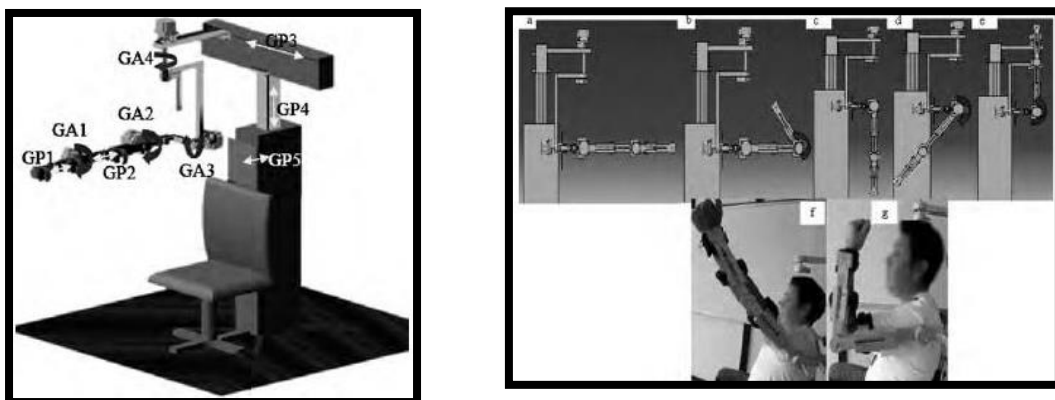


Ilustración 6 Prototipo de tipo exoesqueleto en procesos de rehabilitación desarrollado por la universidad Nacional De Colombia. [12].

El grupo de investigación MEM (Modelado-Electrónica-Monitoreo) ha adelantado prototipos de tipo exoesqueleto de miembro superior entre las cuales se destacan

1. “Diseño de un exoesqueleto mecatrónico de brazo basado en screws y robots paralelos”, el cual considera 7 grados de libertad [13] ilustración 7.
2. “Diseño mecatrónico de un robot exoesqueleto de extremidad superior para rehabilitación de personas con discapacidad parcial en el codo” [14] propuesta de tesis del egresado Hugo José Celedón. En este trabajo se presenta el diseño de un exoesqueleto para asistir la rehabilitación del movimiento del codo en el plano sagital. Con este dispositivo se busca replicar las condiciones biomecánicas de un proceso eficiente de rehabilitación asistida de la flexo-extensión del codo y de esta manera, en trabajos futuros, poder evaluar el desempeño de este tipo de dispositivos en labor de asistencia directa o remota en la kinesioterapia de esta articulación. El cual considera un solo gado de libertad. [14]. Ilustración 8.

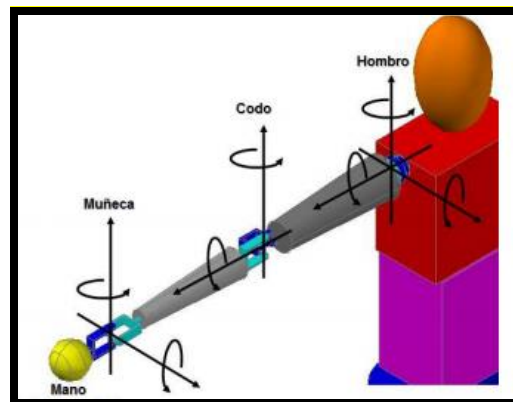


Ilustración 7 Diseño de un exoesqueleto mecatrónica de brazo basado en screws y robots paralelos, Universidad Santo Tomas, Grupo de investigación MEM [13].

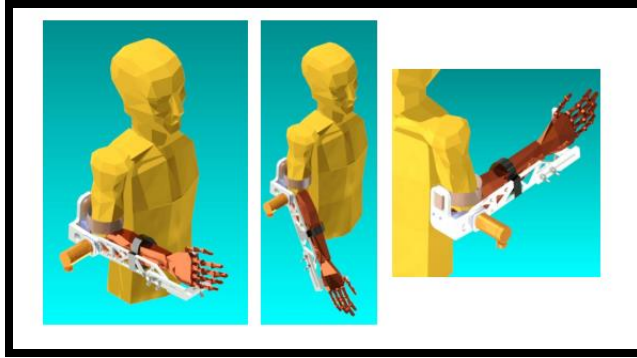


Ilustración 8 Ilustración de ensamble final de exoesqueleto en el paciente, tesis Hugo José Celedón Flórez [14].

1.1.3. Justificación

Se propone este proyecto con el fin de proporcionar una alternativa de desarrollo tecnológico desde el campo de la Ingeniería electrónica que genere un beneficio y una mejor calidad de vida a las personas que, por algún motivo, han perdido la capacidad de mover las extremidades superiores, total o parcialmente, y adicionalmente aquellos que se les ha recomendado iniciar un tratamiento de rehabilitación específico.

En el caso puntual de los exoesqueletos, estos se han desarrollado para permitir a los profesionales en el área de fisioterapia una personalización en el trato de los pacientes de acuerdo con sus condiciones físicas y su capacidad de recuperación. En cuanto a la ejecución de las terapias programadas para la rehabilitación, la implementación de los exoesqueletos es ideal para asegurar una correcta ejecución de los ejercicios programados, proporcionando confiabilidad y precisión.

En la actualidad se hace necesario emplear tecnología en áreas de la salud y rehabilitación para otorgarles a personas con discapacidad, la oportunidad de reintegrarse a su entorno laboral y social. Aunque los gobiernos hacen esfuerzos para evitar que las personas con limitaciones físicas no se vean aisladas de la sociedad es complejo lograrlo, a menos que ellos busquen recuperar sus capacidades naturales mediante el desarrollo de tecnologías que se lo permitan.

Existe un gran interés en desarrollar herramientas y mecanismos robóticos antropomórficos acoplados a las personas (también conocidos como exoesqueletos) como una alternativa para ayudar a los pacientes con discapacidades físicas, particularmente el trastorno de movimiento y debilidad física enfocado en Capsulitis adhesiva y Epicondilitis.

El mayor inconveniente en el uso de estos dispositivos radica en el control, tanto para el usuario como para los profesionales que lo desarrollan e implementan. Por esto los nuevos desarrollos de estos dispositivos se están enfocando en generar métodos de control tan naturales como la tecnología de este tiempo lo permita.

1.1.4. Objetivos

Objetivo general

Modelar, controlar y diseñar un sistema de tipo exoesqueleto de miembro superior orientado a procesos de rehabilitación en pacientes con enfermedades musculoesqueléticas tales como la Capsulitis Adhesiva (Hombro Congelado) y Epicondilitis (Codo de Tenista).

Objetivos específicos

1. Plantear un prototipo de exoesqueleto de miembro superior para rehabilitar pacientes con enfermedades en hombro y codo.
2. Identificar y modelar los sistemas biomecánicos, cinemáticos y dinámicos del hombro y codo para establecer una correcta selección de actuadores y sensores.
3. Diseñar un sistema de control simulado que proporcione una respuesta suave en la ejecución de los ejercicios de rehabilitación en el prototipo planteado, enfocado en el tratamiento de Capsulitis Adhesiva (Hombro Congelado) y Epicondilitis (Codo de Tenista).

1.1.5. Fundamentación humanística

Caturelli (1963) define la Universidad como *“la corporación de estudiantes y profesores, que por la investigación y la docencia se ordena a la contemplación de la verdad”* [15]. Es la institución que se convertirá en el canon de hombres y mujeres, pues allí adquieren la orientación necesaria para los diferentes aspectos de su vida, tanto personal como profesional.

De acuerdo a los conocimientos adquiridos en los diferentes ámbitos académicos y sociales, surgió la idea de solucionar un problema actual de la sociedad, se empleó un mecanismo para la solvencia motriz de una extremidad del cuerpo, que permita mejorar la movilidad del hombro y del codo de personas que por accidentes laborales tienen limitación en esta parte del cuerpo, teniendo en cuenta que este tipo de población es vulnerable y la falta de servicios apropiados, es un obstáculo a tener en cuenta, dado que impide el acceso a la asistencia médica. Considerando los resultados de estudios previos, estos revelan que los costos de estos tratamientos son muy altos, impidiendo el fácil acceso a elementos de rehabilitación.

Teniendo en cuenta todo lo anteriormente mencionado es de mucha importancia diseñar métodos que permitan sortear estos obstáculos y una forma de hacerlo, la más factible posible, es incorporar el estudio de la discapacidad en todos los programas que la Universidad Santo Tomás ofrece.

1.1.6. Factibilidad

Este proyecto se encuentra supervisado por investigadores del grupo MEM, (Modelado, Electrónica y Monitoreo) de la facultad de ingeniería Electrónica, específicamente el director y codirector de esta propuesta, quienes actualmente tiene financiado un proyecto en esta línea de trabajo a través de la convocatoria FODEIN.

De igual manera se cuenta con la experiencia de los Ingenieros Diego Tibaduiza, el Ingeniero Carlos Torres, la ingeniera Maribel Anaya Vejar y en general el grupo de investigadores del grupo MEM, de los cuales se puede destacar dos trabajos de pregrado dirigidos y dos tesis de maestría en curso.

Adicionalmente se cuenta con los conocimientos previos de las materias ya cursadas como lo son control I, control de procesos industriales, control Predictivo, Automatización de procesos, Electrónica I, II, III, Circuitos I, II, II, Técnicas Digitales I, II, III y señales y sistemas; esto permite y garantiza tener las bases necesarias para el desarrollo y culminación de este proyecto de grado.

A nivel de infraestructura se cuenta con las instalaciones adecuadas para el monitoreo y desarrollo del proyecto, los cuales se encuentran ubicados en las instalaciones de la universidad Santo Tomas más exactamente los laboratorios de la facultad de Ingeniería Electrónica.

Cabe resaltar que el grupo de investigación MEM cuenta con softwares de simulación necesarios para validar el comportamiento del sistema de control que se implementará en este proyecto, facilitando la visualización del comportamiento del prototipo de exoesqueleto en simulación.

Por otra parte, se tiene estipulado un presupuesto para la contratación de una fisioterapeuta profesional, la cual nos va a certificar que el prototipo de exoesqueleto de miembro superior que implementaremos si cumpla con los parámetros necesarios para poder llevar a cabo una terapia de rehabilitación de las lesiones de Capsulitis Adhesiva (Hombro Congelado) y Epicondilitis (Codo de Tenista).

1.2. Marco teórico

1.2.1. Anatomía del miembro superior

La anatomía humana es indispensable para el estudio y comprensión de los movimientos humanos, necesarios en el desarrollo de equipos y sistemas que se pretenda adaptar a un ser humano, sea para colaborar en los movimientos y fuerzas de sus miembros, o para controlar los mismos en caso de que el usuario esté impedido de realizarlos por sí mismo.

El estudio de la anatomía del movimiento requiere familiarizarse con tres sistemas:

- Los huesos (sistema óseo), que forman la estructura rígida del esqueleto.
- Las articulaciones, que son la unión de los huesos.
- Los músculos, que son los elementos motores del esqueleto y responsables de su movimiento.

La estructura ósea en realidad no es completamente rígida (los huesos tienen posibilidad de flexionarse o rotar dentro de ciertos límites). Los huesos se unen entre sí en lugares específicos llamados articulaciones. Algunas articulaciones pueden permitir poco o ningún movimiento (sinartrosis). Las que se trabajan en este proyecto son las que se conocen como discontinuas o diartrosis. En este caso, la unión entre los huesos puede tener distintas formas y permite movilizaciones continuas.

1.2.2. Tipos de articulaciones móviles (Diatroidales)

Las superficies articulares son las terminaciones óseas que permiten el ajuste y movimiento de dos partes óseas. Existen cuatro clasificaciones generales para estas terminaciones, que son comparables con los más simples sistemas mecánicos [42]:

- **Uniaxiales:** Son las articulaciones que permiten movimientos angulares que se realizan en un solo eje. El ejemplo clásico de estas articulaciones es el codo (humeroulnar), allí se da un movimiento de

flexión y extensión en un solo eje, en este caso frontal-horizontal.

- **Biaxiales:** Son las articulaciones en las que se dan movimientos en dos ejes. Por ejemplo, los movimientos de la muñeca (radiocarpiana) son la extensión y flexión que se ejecutan en un eje frontal-horizontal, y la abducción y aducción que se darán en un eje sagital-frontal.
- **Triaxiales:** En ellas los movimientos se producen en tres ejes. Un ejemplo son el hombro y la cadera, quienes permiten flexión y extensión en un eje frontal-horizontal, además de la abducción y aducción en un eje sagital-frontal y la rotación el eje vertical.
- **Noaxial:** Representan las articulaciones que permiten pequeños deslizamientos. Por ejemplo, las articulaciones de la muñeca y el tobillo.

1.2.3. Los músculos

Un músculo en general está unido, al menos, a dos huesos diferentes. Los puntos de unión son llamados inserciones: se conocerá como origen a la inserción proximal y como terminación a la inserción distal. En sus extremos en general encontramos los tendones, por los cuales el músculo se une al hueso. El movimiento voluntario se realiza debido a la contracción de los mismos, teniendo además cierta elasticidad que les permite ser estirados hasta ciertos puntos, alejando sus puntos de inserción [16].

Poseen diferentes formas y tamaños, pueden tener varios orígenes y diferentes terminaciones. Los músculos largos frecuentemente intervienen en los desplazamientos importantes y los músculos cortos participan en la precisión de los ajustes óseos. Otras funciones de los músculos son los de fijación y sostén. Todos estos elementos combinados, limitan los movimientos y amplitudes de movimientos que cada parte segmental del cuerpo humano puede realizar [16].

1.2.4. El hombro

El hombro esta constituido por cinco articulaciones [17]:

- Esterno-costoclavicular
- Acromioclavicular.
- Escápulo-humeral.
- Suprahumeral.
- Escápulo-torácica

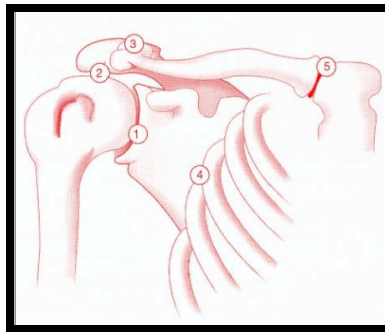


Ilustración 9 Articulaciones que componen el hombro [17].

Ejes de Movimiento

- Antero-posterior: Permite dos movimientos: abducción y aducción.
- Transversal: Movimientos de flexión anterior y flexión posterior.
- Vertical: Parte de una separación inicial de 90°.
- Través del humero: Se realiza la rotación externa e interna.

1.2.5. Hombro congelado (Capsulitis adhesiva)

Se conoce como "hombro congelado" a las enfermedades que hacen que el hombro trabaje por debajo del rango óptimo. La capsulitis adhesiva es una patología que se define como la restricción, dolorosa, del movimiento del hombro que causa una deficiencia en la articulación glenohumeral (Anexo 1).

El dolor asociado con esta condición es progresivo, ya que puede ser consecuencia de malas combinaciones de movimientos del hombro como tales

como el estiramiento por tomar el cinturón de seguridad, sacar la billetera de un bolsillo trasero, entre otros [18].

Por cada siete mujeres que padecen capsulitis adhesiva habrá un hombre afectado, lo que ha llevado a algunos científicos a asociar este padecimiento con los cambios hormonales (menopausia) que son naturales en los ciclos femeninos. Finalmente esta hipótesis se vio descartada y se concluyó que esta condición se ve influenciado más por la edad que por el género del paciente [18].

Tratamiento

Algunos estudios realizados han demostrado que no hay método de tratamiento para esta patología, sin embargo el pronto diagnóstico puede ser de gran ayuda a la hora de tratar los niveles de dolor que tendrá que atravesar el paciente. El tratamiento de este tipo de lesión requiere de una terapia de movimientos que reduzcan los espasmos musculares y permitan evitar la inmovilización de las articulaciones afectadas (Anexo 1).

1.2.6. El codo

La articulación del codo posee en su estructura el húmero, radio y cubito [19].



Ilustración 10 Esquema Anatómico del Codo [19].

Esta estructura forma un conjunto de tres articulaciones:

1. Articulación húmero-radio.
2. Articulación húmero-cúbito.
3. Articulación radio-cúbito.

El codo esta encargado de posicionar y estabilizar la mano en el espacio, por tanto una disminución en sus capacidades puede derivar en la limitación del alcance de la mano [19].

La rigidez del codo se puede presentar por golpes, fracturas o luxaciones que lleven a la necesidad clínica de inmovilizar el miembro durante un tiempo suficiente como para generar la rigidez de sus articulaciones [19].

1.2.7. Codo de tenista (Epicondilitis)

Esta es la patología más común en el codo, tres de cada cien personas la padecerán. El “codo de tenista” incluye una amplia gama de síndromes, todos ellos caracterizados por el alto nivel de dolor que el paciente debe soportar [21].

Las causas más frecuentes se atribuyen al uso excesivo de musculos y tendones, estos excesos normalmente se presentaran por tareas cotidianas como uso de herramientas de trabajo o la practica de un deporte. Así mismo será extremadamente extraño el caso en que se padezca codo de tenista por un golpe, una caída o un estiramiento [21].

Tratamiento

La electroterapia, las ondas de choque y las infiltraciones son las terapias más comunes para esta patología, entre las soluciones quirúrgicas la desinserción y las perforaciones son las favoritas. Todas las terapias, sean físicas o quirurjicas, deben estar acompañadas por (Anexo 1):

- **Reposo:** Relativo o completo, puede incluir el uso de férulas según el caso.
- **Reeducación muscular:** Ejecucion de ejercicios que produzcan flexibilidad y aumento de potencia y resistencia.

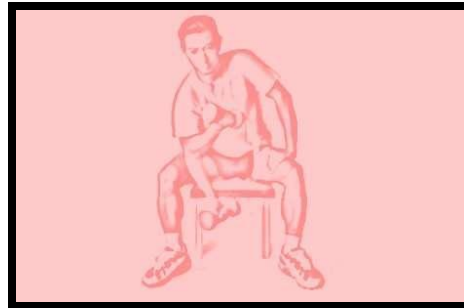


Ilustración 11 Ejercicio de rehabilitación: Flexiones de bíceps [21].



Ilustración 12 Posibles ejercicios de rehabilitación para el codo de tenista [22]

1.3. Plano anatómico

Los trabajos investigativos que se basan en el funcionamiento del cuerpo humano deben trabajar desde la composición anatómica del cuerpo. El ejercicio de observación de un movimiento determinado debe iniciar con la identificación del lugar en el que se realiza para permitir la clasificación de trayectorias del mismo (translación, rotación o una combinación de las dos). Un cambio de posición se denota matemáticamente como un grado de libertad, este término se relaciona al tipo de movimiento y la cantidad del mismo en una articulación anatómica [19].

El análisis de los movimientos realizados en la anatomía humana esta basado en los planos anatómicos del mismo, planos que se describirán a continuación.

1.3.1. Planos y ejes del cuerpo humano

El movimiento del cuerpo humano se describe en planos cuyo movimiento se da en torno a un eje. Los musculos que componen el miembro que presentan los movimientos permitirán generar divisiones imaginarias (planos) en el mismo, tres para ser exactos, que serán perpendiculares entre ellos [23].

1.3.2. Planos del cuerpo

Los planos principales del cuerpo son [23]:

Plano sagital

Va desde la parte frontal hasta la parte posterior del cuerpo y divide el cuerpo en dos hemisferios, el decho y el izquierdo.

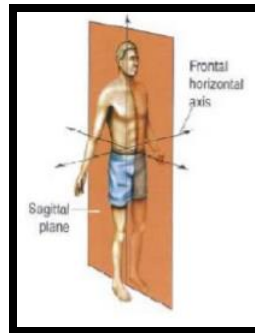


Ilustración 13 Plano sagital, separa en parte derecha e izquierda el cuerpo [23].

Plano transversal

También denominado plano horizontal, al igual que el anterior divide el cuerpo humano en dos segmentos, el superior y el inferior.

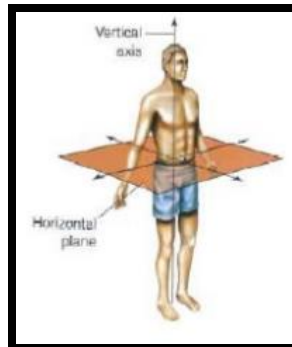


Ilustración 14 Plano transversal, separa el cuerpo en parte superior e inferior [23].

Plano frontal

Este plano divide el plano anterior y el plano posterior del cuerpo humano en partes iguales.

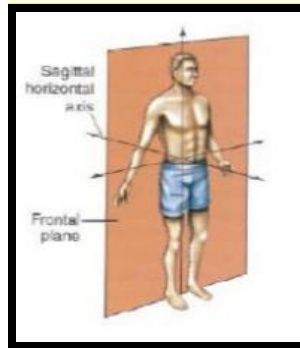


Ilustración 15 Plano frontal, separa el cuerpo en parte frontal y posterior [23].

1.3.3. Centro de gravedad

Existe un punto en el cuerpo humano en el que se unen los tres planos antes descritos, a este punto se le denomina centro de gravedad, dicho centro cambiara de acuerdo a la condición física del cuerpo humano (aumento o disminución de peso, afectación física por desgastes laborales, entre otros) [23].

1.3.4 Ejes del cuerpo humano

Cuando un miembro del cuerpo humano ejerce un movimiento generara una rotación de uno de los planos nombrados, los ejes serán las líneas en torno a las cuales dichos planos giraran. El cuerpo ha sido trabajado en torno a tres ejes que pueden ser identificados de acuerdo con la rotación que se hace en torno a ellos [23].

Los ejes del cuerpo humano son:

- **Eje frontal horizontal**
Permite la rotación del plano sagital, por ejemplo la rodilla será un eje frontal cuando se doble la rodilla, que será el plano sagital (ilustración 13).
- **Eje vertical**
Rotacion del plano horizontal en torno al eje vertical. La rotación que se genera cuando se dice no gestualmente (de derecha a izquierda) es un ejemplo del movimiento en este eje.

- **Eje sagital horizontal**

Rotacion del plano frontal en torno al eje sagital horizontal. Por ejemplo, al levantar el brazo hacia un lado el hombro cumplirá el papel de eje sagital horizontal y el brazo sera el miembro en movimiento en el plano frontal (ilustración 15).

1.3.5 Movimientos fundamentales

Es importante tener en cuenta que los movimientos se realizan en un plano se hacen torno a un eje, dichos movimientos de clasificaran asi [23]:

I. Flexión y extensión

Los movimientos en el plano sagital se conocen como flexion y extensión, estos se diferencias por el comportamiento del angulo entre dos huesos unidos por una articulación, el primero será el decrecimiento del angulo y el segundo el incremento del mismo

II. Abducción y aducción

La abducción es el alejamiento de la línea media del cuerpo mientras la aducción es el movimiento de acercamiento a esta línea, por esto serán movimientos propios del plano frontal.

III. Rotación interna y rotación externa

La rotación es el movimiento fundamental en el plano horizontal, se le llamara rotación externa al movimiento en miembros inferiores o superiores que se alejan de la línea media del cuerpo, por tanto la rotación interna serán los movimiento que hacerquen los miembros a esta línea.

IV. Circundicción

Si una articulación puede producir movimientos fundamentales entre dos o tres planos (biaxiales o triaxiales respectivamente) estos se demominaran circundicción [23].

1.4 Diseño metodológico

Se busca por medio de este diseño metodológico instaurar relaciones causa y efecto de las lesiones de miembro superior para la rehabilitación, esta investigación se caracteriza por tener un alcance correlativo y descriptivo asociado a las lesiones a tratar, en el cual, por medio de la investigación recolectada por los diferentes medios se busca identificar y establecer el mejor método para la rehabilitación de las lesiones descritas anteriormente empleando exoesqueletos, buscando una relación entre las formas más eficaces y rápidas de recuperación frente a los tratamientos convencionales y el empleo de exoesqueletos en miembros superiores, determinando fuentes confiables como investigaciones anteriores realizadas y generando un diagnóstico sobre sus implicaciones en el tratamiento de las lesiones mencionadas. De esta manera se propone el desarrollo del trabajo en 5 fases descritas a continuación:

1.4.1 Fases del proyecto

1. Fase de investigación

En esta fase se busca revisar y clasificar información obtenida a través de la consulta de libros, tesis, revistas, internet, visitas técnicas y entrevistas que sirvan de apoyo para la consolidación del proyecto. Luego de revisar y extraer la información que se necesita para el documento, centrando nuestra atención en el estado en el cual se encuentra una persona que padece lesiones de Epicondilitis - Epicondilalgia y Capsulitis Adhesiva.

2. Fase de requerimientos

En esta fase se especificarán los requerimientos para la elaboración del proyecto, es decir, reunir los datos suficientes que aclaren las necesidades y principales particularidades que el sistema de control debe tener.

3. Fase de diseño

La fase de Diseño es la etapa en la que se propondrá de acuerdo con lo definido en la etapa anterior, se establece el diseño de un exoesqueleto

de rehabilitación de miembro superior, donde se enfocará el trabajo en el modelado del brazo humano, en esta etapa se identificará el sistema dinámico y cinemático del brazo determinando las ecuaciones matemáticas correspondientes y el diseño del sistema de control

4. Fase de desarrollo

Esta etapa busca validar los modelos obtenidos en la etapa anterior mediante una plataforma de simulación y estudiar una o varias alternativas de diseño para el prototipo encargado de realizar la terapia automática. De esta manera se busca tener una idea general de una posible solución y sus detalles de diseño.

5. Fase de validación

La validación del modelo funcional se hará por medio de comprobaciones simuladas y por la intervención de una fisioterapeuta la cual determinará si el prototipo simulado cumple con las características ergonómicas necesarias para ser usado en una terapia de rehabilitación de acuerdo con los parámetros y requerimientos establecidos anteriormente, para hacer las mejoras respectivas y así verificar el cumplimiento de los objetivos propuestos. En esta fase se busca comprobar la utilidad del prototipo, y así en una futura llegar a la pensar en la elaboración de un prototipo de exoesqueleto físico. Cabe aclarar que todas estas fases son dinámicas y permiten hacer una realimentación evaluando en cada una de ellas los resultados anteriores.

Capítulo 2. Biomecánica del sistema

En este segundo capítulo se desarrollan las bases teóricas con las cuales se sustenta la biomecánica del sistema propuesto para el exoesqueleto de miembro superior, obteniendo analíticamente las ecuaciones que gobiernan a este sistema.

El análisis de la actividad según este modelo permite seleccionar el movimiento más apropiado para cubrir la necesidad enfocada en procesos de rehabilitación en pacientes con lesiones en Hombro y Codo.

Al mismo tiempo este modelo permite identificar los problemas relacionados con la dificultad en la estabilidad del movimiento, en las cuales se tienen en cuenta las restricciones del movimiento articular, alteraciones en fuerza, resistencia entre otros.

Con fines prácticos el modelo biomecánico planteado se basa en la teoría de Hanavan, debido a que este, basa su diseño en sólidos geométricos que modelan correctamente los segmentos corporales, permitiendo así obtener datos referidos a la dinámica del movimiento en los distintos segmentos articulares.

2.1. Modelo biomecánico

El modelo antropométrico generalizado está basado en el modelo de Hanavan, obtenido a partir de estudios experimentales. Fue creado por Ernest P. Hanavan, capitán de la fuerza aérea estadounidense en el año 1964, [24]. Varios estudios han logrado ayudar a definir los aspectos más significativos en el modelo antropométrico, entre los más revelantes esta el modelo de Hanavan de parámetros inerciales, del cual se componen 15 segmentos como se muestra en la ilustración 22. Estos segmentos representan cada una de sus partes con sólidos geométricos básicos, estos segmentos son [25]:

1. Cabeza
2. Torso superior
3. Torso inferior
4. Mano derecha
5. Mano izquierda
6. Brazo superior derecho
7. Brazo superior izquierdo
8. Antebrazo derecho
9. Antebrazo izquierdo
10. Pierna superior derecha
11. Pierna superior izquierda
12. Pierna inferior derecha
13. Pierna inferior izquierda
14. Pie derecho
15. Pie izquierdo

Mostrada en la ilustración 16, la mano y la cabeza se definen como elipsoides de revolución mientras que otros segmentos corporales se definen como variaciones de sólido elíptico tales como conos circulares truncados (antebrazo, brazo superior y vástago), columnas elípticas (tronco superior y tronco inferior), elípticas Sólidos (tronco medio) o sólidos elípticos con una cara circular (pie y muslo) [24].

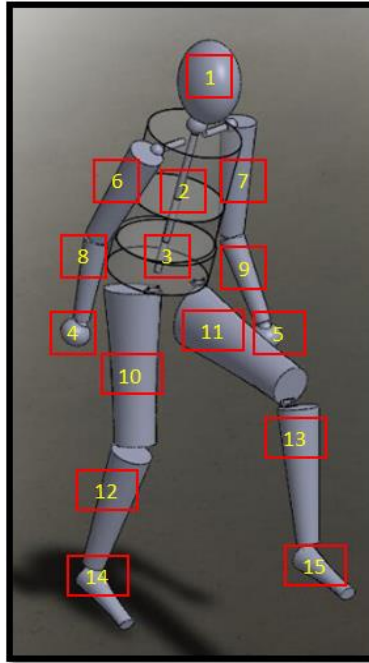


Ilustración 16 Representación modelo de Hanaval (imagen modificada por el autor) [26].

2.1.1. Análisis de un cono recto circular truncado:

Debido a que el modelado de Hanaval está diseñado a partir de conos rectos circulares truncados debemos determinar una ecuación característica que nos de las pautas necesarias para poder implementar este modelo en cualquier exoestequelo de brazo. En la ilustración 17 podemos determinar las variables que inciden en el análisis de un cono recto circular y en un cono recto circular truncado.

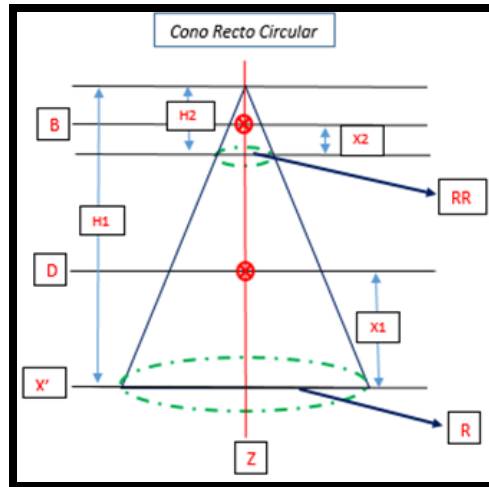


Ilustración 17 Cono recto circular, cono recto circular truncado (autor).

Como primer análisis y partiendo de la ilustración 17, se considera que el cono recto circular:

$$\frac{h_1}{R} = \frac{h_2}{RR} = \frac{h}{R - RR} \quad \{1\}$$

Partiendo de la ecuación 1 de despeja una de las alturas, para así poder determinar una ecuación para cada una de las alturas (h_1) y (h_2).

$$h_1 = \frac{Rh}{R - RR} \quad \{2\}$$

$$h_2 = \frac{RR h}{R - RR} \quad \{3\}$$

Para poder determinar las masas de los conos de alturas h_1 y h_2 es indispensable tener en cuenta su volumen y por consiguiente la relación masa, densidad, volumen.

$$V = \frac{\pi r^2 h}{3} \quad \{4\}$$

$$m = \frac{\rho \pi r^2 h}{3} \quad \{5\}$$

Teniendo como referencia la ecuación 5 se puede establecer que la masa es inversamente proporcional a la densidad (ρ). Dicho lo anterior se puede

determinar la masa que incide en cada uno de los segmentos, teniendo como resultado las siguientes expresiones.

$$M1 = \frac{p\pi R^2 h1}{3} \quad y \quad M2 = \frac{p\pi RR^2 h2}{3} \quad \{6\}$$

Ya obteniendo una ecuación que nos permita identificar M1 Y M2 se procede a reemplazar las ecuaciones 2 y 3 previamente descritas, en las ecuaciones 6 respectivamente, lo cual nos arroja como resultados la siguiente ecuación

$$M1 = \frac{p\pi R^3 h}{3 (R - RR)} \quad y \quad M2 = \frac{p\pi RR^3 h}{3 (R - RR)} \quad \{7\}$$

Para calcular la masa del cono truncado se resta la masa del cono (M1) de altura h1 con la masa del cono (M2) de altura h2 dando como resultado:

$$M = \frac{p\pi h (R^3 - RR^3)}{3 (R - RR)} \quad \{8\}$$

Debido a que el objetivo es encontrar una forma general del modelo de Hanavan se despeja RR utilizando el método de los mínimos cuadrados teniendo como resultado:

$$RR = \sqrt{\frac{3M}{p\pi h \left(\frac{R^2}{RR^2} + \frac{R}{RR} + 1 \right)}} \quad \{9\}$$

Usando la ecuación 9 es posible calcular el radio menor del cono truncado con el cual se pueden modelar las extremidades inferiores y superiores del cuerpo humano. La tabla 1 registra las variables que intervienen en el análisis del cono circular truncado teniendo como referencia el modelo de Hanavan.

Tabla 1 Variables de las ecuaciones del cono recto circular

Variable	Descripción	Unidades
ρ	Densidad total del cuerpo	[Kg/m ³]
h	Longitud de la sección de cada extremidad	[m]
M	Masa de la sección de cada extremidad	[Kg]
RR	Radio menor del cono	[m]
R	Radio mayor del cono	[m]

Fuete: Elaboración propia.

Como se puede observar en la ecuación 9 RR depende de si misma por lo tanto es necesario hallar una relación entre los radios propuestos (RR y R), y así mismo poder identificar la relación entre los radios del modelo del brazo.

La relación obtenida (R_B) se muestra en la siguiente ecuación.

$$R_B = 1.17r_B \quad \{10\}$$

Debido a que el modelo del antebrazo de Hanavan, presenta las mismas características del modelo del brazo, se toma la relación RB para los dos segmentos, teniendo como resultado la siguiente ecuación:

$$R_{AB} = 1.17r_{AB} \quad \{11\}$$

Las demás relaciones entre masas, radio y largo de cada segmento del miembro superior se realizar de acuerdo con la ecuación 9, las expresiones obtenidas se muestran en la tabla 3.

2.1.2. Parametrización y análisis de proporción según drillis & contini

El cuerpo humano consiste en una diversa cantidad de tejidos y cada uno posee una densidad diferente, la densidad promedio es una función del cuerpo. Drillis & Contini (1966) [27], desarrollaron una expresión para la densidad del cuerpo (ρ) como una función de índice corporal ponderado como se describe en la siguiente ecuación 12:

$$c = \frac{h}{\sqrt[3]{w}} \quad \{12\}$$

En donde (w) hace referencia al peso (kg), y la altura (h) en (m). :

$$\rho = 0.69 + 0.9c \left[\frac{Kg}{L} \right] \quad \{13\}$$

Y su equivalente para la manipulación de los datos en metros cúbicos, debido a que estamos utilizando metros Como sistema de referencia, esto se muestra en la ecuación 14

$$\rho = 0.69 + 0.9c * 1000 \left[\frac{Kg}{m^3} \right] \quad \{14\}$$

Como se mencionó anteriormente Drillis & Contini, definieron un modelo el cual descompone las longitudes de los segmentos del cuerpo en función de la altura del mismo, como se observa en la en la cual hace relaciona la altura con la talla y está representada por la letra H.

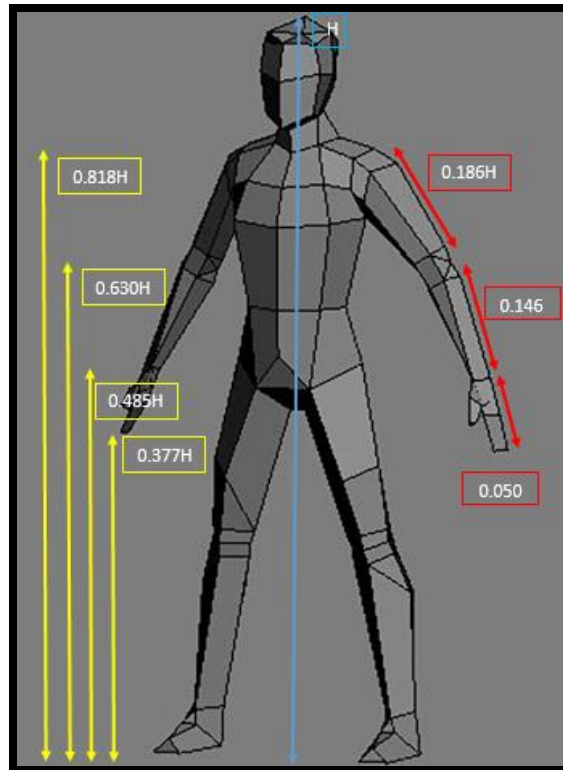


Ilustración 18 Longitud del segmento de la extremidad superior en función de la altura total. (Autor) [27].

Al hacer un análisis cuantitativo de movimiento del cuerpo humano por lo general es necesario modelar el cuerpo como una serie de segmentos vinculados. Se deben estimar las masas, el centro de masa y el momento de inercia de cada uno de los segmentos involucrados, como se muestra en la tabla 2.

La facilidad que nos brinda este modelo de Drillis & Contini es que este permite emplearse cuando se desconoce valores como altura y longitud, ya que sin estas variables se torna difícil determinar las características del sistema.

Este modelo genera una regresión para la estimación del momento de inercia y la masa de centro de gravedad en cada uno de los eslabones, en el eje de máxima inercia del segmento (habitualmente el de flexión – extensión) [28].

Para apoyar lo anterior, se tendrá en cuenta los datos obtenidos por Zatsiorki-Seluyanov (1995) donde se establecen parámetros inerciales, estos datos se obtuvieron realizando pruebas en seres humanos vivos, en una muestra de población entre los 19 y 35 años, los cuales se acomodan a la muestra de población que se trabajara en este documento. En la actualidad se utilizan con frecuencia estos datos para establecer el centro de gravedad en cuerpos humanos [29].

Tabla 2 parámetros del cálculo de las masas y centro de masa del cuerpo datos obtenidos por Zatsiorki-Seluyanov [29].

Segmento	Peso del segmento		Localización del CG de los segmentos del miembro superior, Expresado como porcentaje de la distancia a partir del punto proximal.	
	Hombres	Mujeres	Hombres	Mujeres
Brazo	0.0271	0.0255	57.72	57.54
Antebrazo	0.0162	0.0138	45.74	47.59
Mano	0.0061	0.0056	79.00	74.74

Fuete: Elaboración propia, datos tomados de [29].

Tabla 3 Propiedades inerciales de los segmentos del miembro superior.

Segmento	% Masa	% distancia del centro de gravedad	
		Proximal	Distal
Mano	0.60	50.5	49.4
Antebrazo	1.60	43.0	57.0
Brazo	2.80	43.6	56.4

Fuete: Elaboración propia, datos tomados de [29]

Teniendo en cuenta el modelamiento de Hanavan y considerando los parámetros de Drillis y Contini se propone el siguiente modelo de una extremidad de miembro superior considerando una masa final que representa el peso promedio de la masa de la mano.

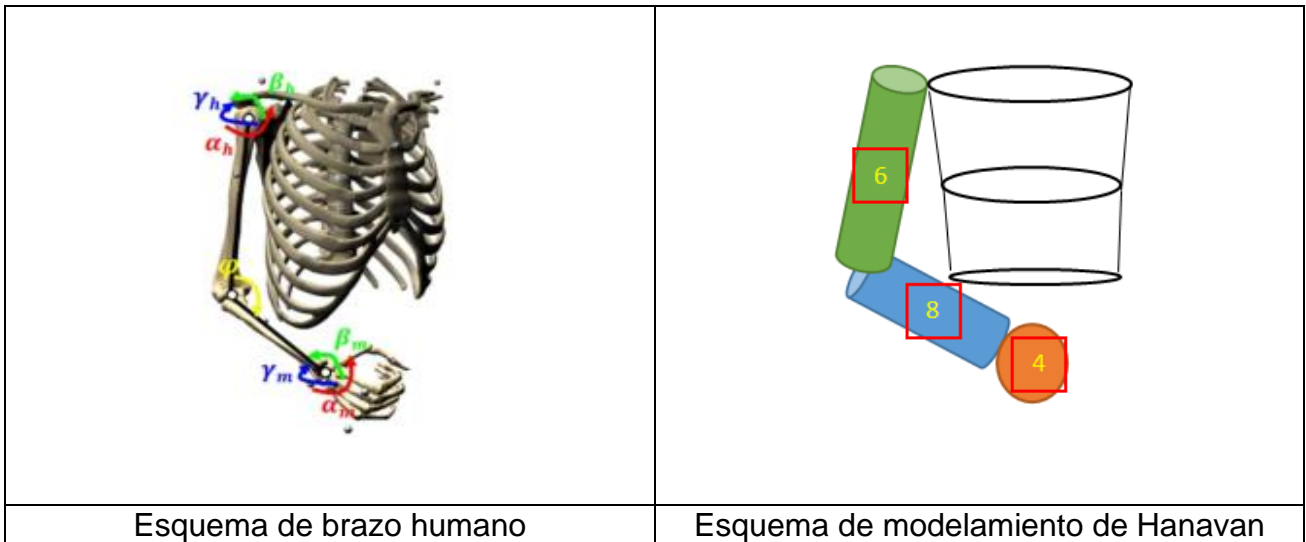


Ilustración 19 Representación de esquema del brazo humano comparado con el esquema planteado por Hanavan.

2.1.3. Modelamiento de hanavan del miembro superior

A. Antebrazos (cono truncado)

✚ Modelo:

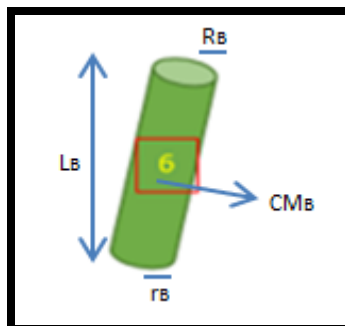


Ilustración 20 Modelo de Hanavan (brazo). (Autor)

✚ Ecuación:

$$L_B = 0.186 * Talla \quad \{15\}$$

$$R_B = 1.17r_B \quad \{16\}$$

$$r_B = \sqrt{\frac{3 * masa_B}{densidad * \pi * L_B * \left(\left(\frac{R_B}{r_B} \right)^2 + \frac{R_B}{r_B} + 1 \right)}} \quad \{17\}$$

$$CM_B = 0.50 * L_B \quad \{18\}$$

✚ Variables utilizadas:

L_B: longitud del brazo.

R_B: radio mayor del brazo.

r_B: radio menor del brazo.

CM_B: ubicación del centro de masa respecto al proximal

B. Antebrazos (cono truncado)

✚ Modelo:

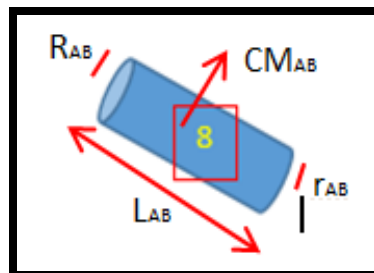


Ilustración 21 Modelo de Hanaval (antebrazo). (Autor).

✚ Ecuación:

$$L_{AB} = 0.146 * Talla \quad \{19\}$$

$$R_{AB} = r_B \quad \{20\}$$

$$r_{AB} = 0.63 * R_{AB} \quad \{21\}$$

$$CM_{AB} = 0.43 * L_{AB} \quad \{22\}$$

+ Variables utilizadas:

L_{AB}: Longitud del antebrazo

R_{AB}: Radio mayor del antebrazo

r_{AB}: Radio menor del antebrazo

CM_m: ubicación del centro de masa respecto al proximal

C. **MANO (ESFERA):**

+ Modelo:

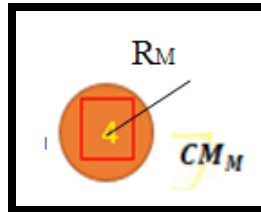


Ilustración 22 Modelo de Hanaval (mano)

+ Ecuación:

$$R_M = 1.61 * r_{AB} \quad \{23\}$$

$$CM_m = 0.43 \quad \{24\}$$

+ Variables utilizadas:

R_M: Radio de la mano

CM_m: ubicación del centro de masa respecto al proximal

Para las ecuaciones anteriores se debe tener en cuenta los siguientes parámetros

- ✓ Densidad: 0.001kg/cm³ 2.
- ✓ Masa: masa total del sujeto. [Kg] 3.
- ✓ Dimensiones que se emplean: Kg, cm.

2.2. Teorema de los ejes paralelos

El teorema de los ejes paralelos, establece la afinidad entre el momento de inercia desde su definición para un conjunto de masas puntuales y para un conjunto de cuerpos de momentos de inercia conocidos [30], los cuales rotan de igual manera que sus ejes paralelos a una distancia la cual llamaremos r_i , esto permite justificar la relación directa que existe la cual es de naturaleza parabólica ente la distancia del eje de rotación y el momento de inercia presente, apoyados del la teoría de Steiner [30], podemos explicar este teorema.

El teorema los ejes pararelos descrito por Steiner expone que “el momento de inercia existente con relación a cualquier eje paralelo que pasa por el centro de masa, es igual al momento de inercia, con respecto al eje que pasa por el centro de la masa más el producto de la masa por el cuadrado de la distancia entre los ejes”, como se muestra en la ecuación 28.

la oposición que ofrece un cuerpo al cambio de su estado en términos del movimiento es conocido como la inercia rotacional, el coste físico que la caracteriza es denominado Momento de Inercia (I) de un cuerpo, el cual depende de la distribución de su masa con respecto a su eje de rotación, esto se muestra en la expresión [31]:

$$I = m_1 r_1^2 + m_2 r_2^2 + \dots \sum_i m_i r_i^2 \quad \{25\}$$

Partiendo de la ecuación 25 (m_i) hace referencia a los elementos de masa que insiden el sistema y las (r_i) se entienden como la distancia total de estos elementos al eje de rotación. Analíticamente La inercia rotacional (I_d) de un disco con respecto a un eje que pasa perpendicular a su centro de masa se expresa en la siguiente ecuación:

$$I = \frac{1}{2} MR^2 \quad \{26\}$$

Donde (M) es la masa del disco y (R) el radio del disco. para un anillo se el momento de inercia de determina partiendo del eje que pasa perpendicular por su centro de gravedad esto matemáticamente se expresa en la ecuación 27:

$$I = \frac{1}{2} M (R_1^2 + R_2^2) \quad \{27\}$$

Denominado (M) como la masa total del anillo, y (R_1) y (R_2) como el radio interior y exterior respectivamente. el teorema de Steiner permite, conociendo el momento de inercia (I_{cm}) de un cuerpo con respecto a un eje que pasa por su centro de masa, el momento de inercia con relación a otro eje y paralelo al primero, localizar el momento de inercia, la ecuación analítica que expresa lo anterior se describe en la ecuación 28:

$$I = I_{cm} + Md^2 \quad \{28\}$$

Siendo (I_{cm}) como el momento de inercia con respecto al eje que pasa por el centro de masa, (d) el cual define la distancia entre los ejes y (M) como la masa total del cuerpo [31].

Capítulo 3. Cinemática del Exoesqueleto de Miembro Superior.

En este tercer capítulo se desarrollan las bases teóricas con las cuales se sustenta el comportamiento del sistema propuesto de un exoesqueleto de miembro superior, determinando el modelo Cinemático.

Como primera parte de este capítulo se estudia, como un robot puede realizar un movimiento específico, para ello, se deberá establecer la posición y orientación del actuador final, es decir su posición respecto a la base del sistema, una vez obtenida esta relación y luego de ser derivadas una y dos veces surge el análisis de velocidad y aceleración, parámetros necesarios para el control del movimiento del actuador Final y así mismo sirve de base para el análisis dinámico del Exoesqueleto.

Para abordar esta temática se identifican dos problemas fundamentales para determinar el modelo cinemático del exoesqueleto de brazo, una de ellas es el modelo cinemático inverso, el cual determina los parámetros que debe adoptar el exoesqueleto con respecto a las variables de posición y orientación del extremo conocido, el otro consiste en el modelo cinemático Directo, el cual establece cual es la posición y orientación del extremo final del exoesqueleto, Tomando como referencia un sistema de coordenadas conocidas, en el cual se conocen los valores de las articulaciones y los parámetros geométricos de los elementos del exoesqueleto, como se expuso en el capítulo anterior el modelo de Hanavan y Drillis & Contini permiten identificar estos parámetros geométricos y los valores de las articulaciones en un paciente real, dicho esto, el modelado cinemático que se implementó en este exoesqueleto en particular es el relacionado con la cinemática Directa.

3.1. Cinemática

El desarrollo matemático para el planteamiento del diseño del exoesqueleto, para efectos de nuestro estudio se va a considerar como un robot manipulador, el cual se considera una serie de eslabones conectados mediante articulaciones (rotacionales o traslacional), típicamente conectada como una cadena cinemática abierta, esto sucede cuando el efector final no se encuentra relacionado con la primera articulación, es decir, los extremos de la cadena no se tocan entre sí. Cada robot manipulador se caracteriza por tener en su estructura mecánica un determinado número de grados de libertad (asociados a una articulación) los cuales determinan su configuración única.

Como se mencionó anteriormente los grados de libertad están asociados a la cantidad de articulaciones presentes en el objeto de estudio, los cuales para este caso concreto, en el cual se contempla únicamente como movimiento la flexión y extensión de las articulaciones anatómicas del brazo, que tienen lugar en el hombro (articulación glenohumeral) y codo (articulación cubitotrocLEAR), se puede asociar con el movimiento de rotación las articulaciones mecánicas necesarias para describir a un robot manipulador con dos grados de libertad (2GDL).

Situando en contexto la cinemática estudia el movimiento en función del tiempo de sistemas mecánicos, es decir, la posición, velocidad y aceleración sin tener en cuenta de las fuerzas de origen del movimiento generado, relacionando la localización entre la la orientación del extremo del manipulador y la posición, apoyado los valores de las coordenadas articulares los cuales se pueden determinar analíticamente.

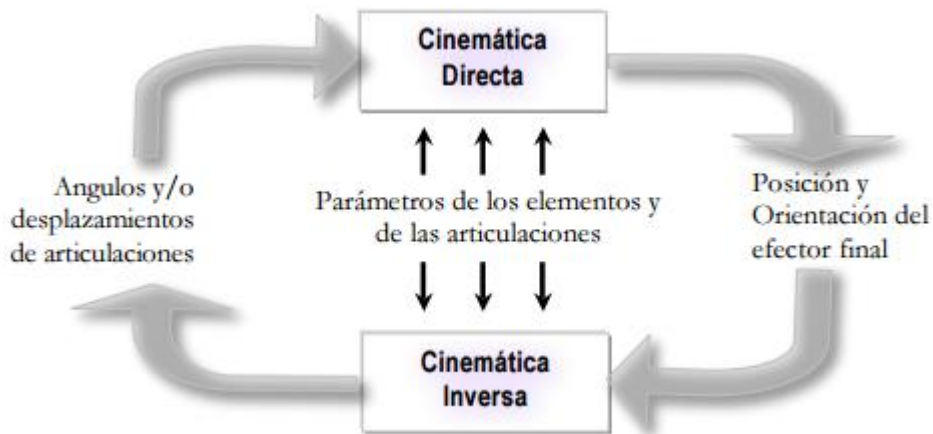


Ilustración 23 Planteamiento del problema cinemático de un manipulador [36].

3.1.1. Parametros de los elementos y de las articulaciones

La ilustración 23 muestra el problema cinemático, este se encuentra dividido en dos:

Cinemática directa:

Partiendo de los parámetros físicos que establecen la geometría del manipulador y los ángulos y/o desplazamientos planteados de acuerdo con el tipo de movimiento que efectúe la articulación (articulación rotacional o articulación trasnacional) se halla la posición y orientación del efector final en el espacio tridimensional.

En otras palabras, es el estudio analítico del movimiento realizado en un sistema de referencia cartesiano fijo $\sum_0^n(x_0, y_0, z_0)$ relacionado con la dependencia que existe entre las coordenadas articulares y los parámetros geométricos (longitudes de los eslabones), con coordenadas cartesianas $[x, y, z]^T$ y la orientación $[\theta, \phi, \varphi]^T$ del eslabón final del robot, la cual se realiza mediante una función vectorial f_c continua y diferenciable en una variable de estado q , generalmente no lineal.

$$f_c : R^n \rightarrow R^m$$

$$= [x \ y \ z \ \theta \ \phi \ \varphi] \quad f_R(l_i, q) \quad \{29\}$$

q = Variable Articular

n = Grados de libertad y el vector de coordenadas articulares q

m = Orientacion y Dimensión conjunta de las coordenadas cartesianas

El posicionamiento del punto extremo del eslabón final del robot manipulador requiere de 6 coordenadas ($m = 6$) de las cuales 3 representan la posición cartesiana del robot y 3 para reconocer la orientación del robot manipulador. El uso directo de la cinemática directa resulta en el aprovechamiento de la planificación de trayectorias y el control de posición del robot en un plano cartesiano.

Cinemática inversa:

Partiendo de los mismos parámetros físicos que establece la geometría del manipulador y la posición y orientación dada del efector final, se encuentra los ángulos y/o desplazamientos planteados de acuerdo con el tipo de movimiento que efectúe la articulación como resultado de dicha posición y orientación.

Es el planteamiento de un problema no lineal que conecta teniendo la posición final expresada en coordenadas cartesianas $[x, y, z]^T$ y la orientación de la herramienta del efector final $[\theta, \phi, \varphi]^T$ respecto a un sistema de referencia cartesiano fijo $\sum_0^n(x_0, y_0, z_0)$ con los parámetros geométricos l_i , obteniendo:

$$q = f_R^{-1}(x, y, z, \theta, \phi, \varphi, l_i) \quad \{30\}$$

Siendo q la función inversa de la ecuación {29}

3.1.1 Cinemática Directa

El objeto del problema cinemático directo es encontrar la matriz de transformación, la cual permite relacionar el sistema de coordenadas del último eslabón del objeto en movimiento respecto a al sistema de referencia que se establece como origen. Para lograr la representación de dicha matriz, se debe obtener inicialmente las operaciones de rotación y translación.

3.1.2 Matriz De Rotación

Considere un punto p sobre el cuerpo rígido, con respecto a un sistema $\Sigma_0^n(x_0, y_0, z_0)$, de coordenadas $p_0 = [x_0, y_0, z_0]^T$, y el mismo punto p representado como $p_1 = [x_1, y_1, z_1]^T$ con respecto al sistema de referencia $\Sigma_1^n(x_0, y_0, z_0)$. El problema planteado es encontrar la relación que existe entre las coordenadas del punto p_1 en el sistema de referencia Σ_1 con el vector p_0 definido en el sistema de referencia Σ_0 .

Los vectores p_0 y p_1 representan el mismo punto p . La relación entre sus componentes adquiere la siguiente forma:

$$\begin{aligned}
 P_{0x} &= p_0 \cdot i_0 = p_0 \cdot i_0 \\
 &= p_{1x} i_1 \cdot i_0 + p_{1y} j_1 \cdot i_0 + p_{1z} k_1 \cdot i_0 \\
 P_{0y} &= p_0 \cdot j_0 = p_0 \cdot j_0 \\
 &= p_{1x} i_1 \cdot j_0 + p_{1y} j_1 \cdot j_0 + p_{1z} k_1 \cdot j_0 \\
 P_{0z} &= p_0 \cdot k_0 = p_0 \cdot k_0 \\
 &= p_{1x} i_1 \cdot k_0 + p_{1y} j_1 \cdot k_0 + p_{1z} k_1 \cdot k_0
 \end{aligned} \tag{31}$$

Estas ecuaciones se pueden resumir de la siguiente forma:

$$p_0 = R_0^1 p_1 \tag{32}$$

En donde R_0^1 es una matriz $R^{3 \times 3}$, la cual permite la transformación de las coordenadas del punto p en el sistema de referencia $\Sigma_1^n(x_0, y_0, z_0)$, hacia las coordenadas del sistema $\Sigma_0^n(x_0, y_0, z_0)$, representa la siguiente matriz:

$$\begin{aligned}
 R_0^1 &= [i_1 \cdot i_0 \quad j_1 \cdot i_0 \quad k_1 \cdot i_0 \quad i_1 \cdot j_0 \quad j_1 \cdot j_0 \quad k_1 \cdot j_0 \quad i_1 \cdot k_0 \quad j_1 \cdot k_0 \quad k_1 \cdot k_0] \\
 &\quad \cdot k_0
 \end{aligned} \tag{33}$$

3.1.3 Matriz De Rotación Alrededor Del Eje Z_0

Considere el sistema de referencia $\Sigma_1^n(x_1, y_1, z_1)$, el cual rota sobre un ángulo θ alrededor del eje x_0 del sistema fijo $\Sigma_0^n(x_0, y_0, z_0)$, para el propósito del modelo

del exoesqueleto que se va a realizar se propone un sentido positivo, es decir, el giro realizado se efectúa de contrario a las manecillas del reloj.

La matriz correspondiente de rotación está dada por:

$$R_x(\theta) = R_0^1(\theta) = [1 \ 0 \ 0 \ 0 \ \cos(\theta) \ -\text{sen}(\theta) \ 0 \ \text{sen}(\theta) \ \cos(\theta)] \quad \{34\}$$

3.1.4 Transformación Homogénea

La transformación Homogénea es la forma compacta para representar la transformación de la translación y la rotación del cuerpo sobre un sistema fijo $\Sigma_1^n(x_1, y_1, z_1)$ con respecto a un sistema de origen $\Sigma_0^n(x_0, y_0, z_0)$.

La representación de movimiento de un punto p , esta dado la siguiente ecuación:

$$P_0 = d_0^1 + R_0^1 p_1 \quad \{35\}$$

La matriz de transformación homogénea esta por la siguiente notación:

$$H_0^1 = [\text{Matriz de rotación} \ \text{Vector de Translación} \ 0^T \ 1] \\ = [R_0^1 \ d_0^1 \ 0^T \ 1] \quad \{36\}$$

La matriz de transformación homogénea de Denavit – Hatenberg, entonces estará definida por:

$$H = [R_0^1 \ [x \ y \ z] 0^T \ 1] \quad \{37\}$$

Capitulo 4 Dinámica del Exoesqueleto de Miembro Superior.

En este cuarto capítulo se desarrollan las bases teóricas con las cuales se sustenta el comportamiento del sistema propuesto para el exoesqueleto de miembro superior, determinando el modelo Dinámico y así mismo obteniendo analíticamente las ecuaciones del movimiento que gobiernan al robot de tipo exoesqueleto.

A continuación, estudiaremos el movimiento dinámico del robot que se genera debido a los pares de torsión y a las fuerzas que se aplican en las articulaciones a través de los actuadores. El análisis dinámico que se expone en este capítulo se proporciona la información de fuerzas y momentos de reacción que son requeridas para el diseño y a su vez indicar el tamaño de los eslabones y actuadores necesarios para el planteamiento del prototipo, apoyándonos en los modelos biomecánicos que describen el movimiento humano.

4.1 Modelado Dinámico

La elaboración del modelo Dinámico, se ejecuto a través de sistemas multicuerpo, los cuales son sistemas de cuerpos independientes interconectados [32]. Las conexiones entre un sistema y otro se modelan limitando el movimiento relativo de los cuerpos o mediante elementos de transferencia de fuerzas, como pueden ser resortes o amortiguadores y pueden incluir fuerzas gravitacionales, de contacto o de fricción [33]; en todos los procesos del movimiento de las extremidades del cuerpo humano actúan estas fuerzas.

El brazo humano se compone de un conjunto de huesos conectados mediante articulaciones y un grupo de elementos blandos. Los huesos se consideran unos elementos sólidos y rígidos, por lo tanto se asume que el cuerpo se compone de segmentos y que el movimiento entre huesos se da mediante restricciones cinemáticas [33]. De acuerdo con esto, los conceptos de la mecánica clásica hacen posible describir variables dinámicas (fuerzas) del movimiento [34].

El análisis dinámico del movimiento del brazo humano permite entre otras cosas establecer los momentos y las fuerzas que el sistema musculo – hueso provoca durante las fases de determinado movimiento [32].

Determinar los resultados cuantitativos para un movimiento tridimensional se puede lograr mediante las técnicas de dinámica de sistemas multicuerpo, las cuales no limitan el movimiento original, dando lugar a resultados realistas que reproducen movimientos cotidianos y comunes.

Las técnicas de dinámica multicuerpo y el modelo computacional del musculo esquelético se pueden emplear tanto para la via dinámica inversa y la dinámica directa, es decir los métodos de la mecánica empleados, varían de acuerdo al objetivo que se busque [35].

Este trabajo se enfoca en el empleo de un modelo de dinámica directa, debido a que ésta permite obtener el movimiento a partir de la identificación de fuerzas musculares (o pares sobre las articulaciones) por medio de la unificación o integración de las ecuaciones del movimiento, y estas se obtuvieron en el análisis de los capítulos anteriores [34].

La gran mayoría de los sistemas mecánicos contienen como parte del modelo dinámico ecuaciones diferenciales de orden mayor o igual a 2 [32]. Sin embargo para propósitos de simulación es recomendable transformar este diseño a un sistema Dinámico compuesto por una ecuación diferencial ordinaria de primer orden debido a que este tipo de ecuaciones está ampliamente documentado y es fácil de introducir en un software de programación.

4.2 El Péndulo

Actualmente el péndulo es una planta de estudio vigente debido a su dinámica no lineal y sus aplicaciones prácticas, lo que lo convierte en un sistema clave para propósitos de investigación científica. La ilustración 24 muestra un péndulo robot el cual está formado por un servomotor y una barra metálica de longitud l_1 .

El sistema de referencia se elige de tal manera que el eje Z_0 coincida con el eje de rotación del servomotor (perpendicular al plano) la acción de la gravedad g está dirigida en la dirección del eje y_0 negativo. El momento de inercia se denota por I_{sm} , el centro de la masa se representa como L_{ei} , y la masa del péndulo por m_1

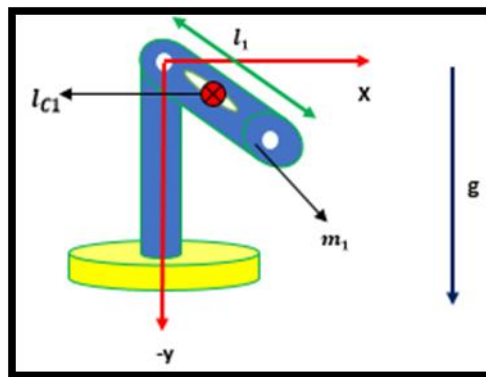


Ilustración 24 Péndulo Robot (Autor)

El modelo dinámico de un péndulo robot está dado por:

$$T = [ml^2c + I]\ddot{q} + mglc \operatorname{sen}(\dot{q}) + b\dot{q} + f_c \operatorname{signo}(\dot{q}) + f_e [1 - |\operatorname{signo}(q)|]q \quad \{38\}$$

La ilustración 25 muestra a un robot manipulador de 2 gdl, el cual integra dos servomotores los cuales generan el movimiento de los eslabones, una de las características de este robot manipulador es que este posee amplias aplicaciones sobre el plano $X_0 - Y_0$. Debido a sus parámetros de maleabilidad, cumple con los parámetros principales para la elaboración de exoesqueleto propuesto en este documento. Es por esto que enfocaremos nuestro interés en un robot manipulador de 2 grados de libertad.

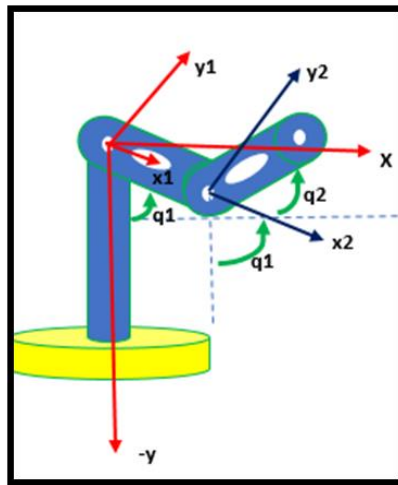


Ilustración 25 Esquema de robots manipuladores de 2 gd (Autor)

4.3. Especificaciones De Diseño

Para poder determinar las ecuaciones dinámicas que gobiernan al sistema de exoesqueleto de brazo, se deben identificar varios parámetros fundamentales que inciden en la caracterización de este sistema como se muestra a continuación:

1. Caracterización de Paciente.
2. Los eslabones que interactúan en el sistema.
3. Identificación de momentos de inercia y centro de masas que gobiernan el sistema
4. Consideración de los rangos de flexión y extensión máximas y mínimas que puede generar la extremidad de miembro superior.
5. Actuadores.

Basados en la tabla encontrada en el documento Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana [35] en la cual se muestra una evaluación antropométrica y datos estadísticos de personas de nacionalidad colombiana de sexo masculino y femenino entre los 20 y 59 años.

Este estudio cuenta con una muestra de 1600 personas, lo que corresponde a un nivel de confiabilidad del 95% y un error de 0.025%

Para el estudio y caracterización del exoesqueleto de brazo, se seleccionó el percentil más alto, con el fin de garantizar que el uso de este exoesqueleto certifique su funcionamiento en cualquier paciente ya sea hombre o mujer.

Dicho lo anterior se procede a identificar los percentiles más altos en cuanto altura y masa del paciente como se muestra en.

Tabla 4 Dimensiones antropométricas de la población en Colombia

DIMENSIONES	MEDIDAS
<i>Masa Corporal (Kg)</i>	87.7
<i>Estatura (Cm)</i>	181.1
<i>Longitud de la Mano (Cm)</i>	20

Fuete: Elaboración propia, datos tomados de [36].

Como anteriormente se mencionó, el modelo de Hanavan describe matemáticamente el cuerpo humano representándolo mediante solidos geométricos básicos como se muestra en la lustración 26, con este modelo se identifican las longitudes y radios de los eslabones del exoesqueleto de brazo, el modelo de Drillis y Contini por su parte, descompone las longitudes de las partes del cuerpo en función de la altura total del mismo, logrando determinar variables influyentes en el sistema como densidad, centros de masas e inercia de cada eslabón presente, como se muestra en la ilustración 27.

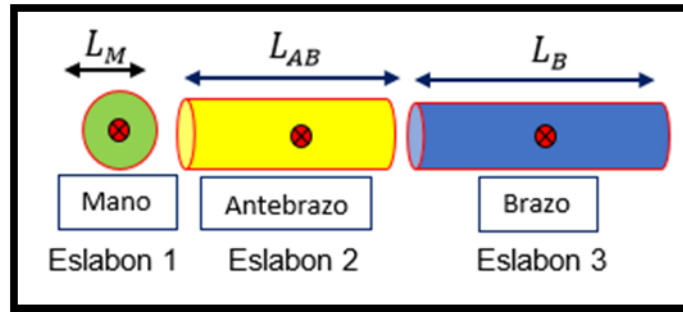


Ilustración 26 Modelo de Hanavan de la extremidad miembro superior. (Autor)

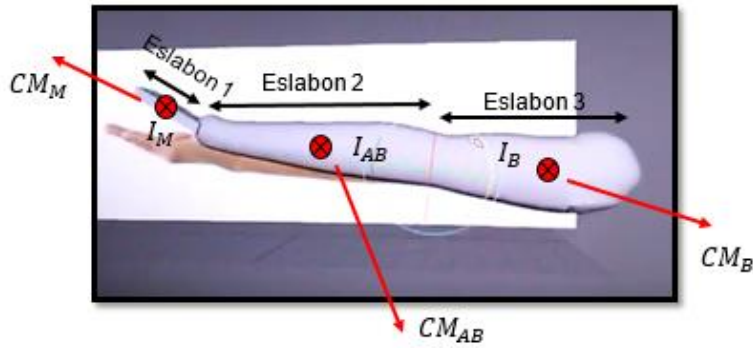


Ilustración 27 Modelo de Drillis y Contini Identificación de centros de masa e Inercias (Autor)

Tabla 5 Longitudes de la extremidad miembro superior.

LONGITUDES	ECUACIÓN	RESULTADO
Longitud del Brazo (L_B)	$L_B = 0.186 * 181.1$	$L_B = 33.68 \text{ cm}$
Longitud del Antebrazo (L_{AB})	$L_{AB} = 0.146 * 181.1$	$L_{AB} = 26.44 \text{ cm}$
Longitud de la Mano (L_M)	$L_M = 20$	$L_M = 20 \text{ cm}$
Densidad	$\rho = 0.69 + 0.9c/1000 \left[\frac{Kg}{m^3} \right]$ $c = \frac{h}{\sqrt[3]{w}}$ $h = \text{Altura}$	$\rho = 0.0253 \left[\frac{Kg}{m^3} \right]$

	$w = \text{Peso}$	
Radio menor del Brazo	$r_B = \sqrt{\frac{3 * masa_B}{densidad * \pi * L_B * ((\frac{R_B}{r_B})^2 + \frac{R_B}{r_B} + 1)}}$	$r_B = 0.100615$
Radio mayor del Brazo	$R_B = 1.17r_B$	$R_B = 0.1177$
Radio menor del Antebrazo	$r_{AB} = 0.63 * R_{AB}$	$r_{AB} = 0.06338$
Radio mayor del Antebrazo	$R_{AB} = r_B$	$R_{AB} = 0.100615$
Radio de la Mano	$R_M = 1.61 * r_{AB}$	$R_M = 0.1020$

Fuete: Elaboración propia.

Para hallar el centro de masa de cada segmento, se multiplica su longitud con el porcentaje indicado en la tabla 3 como se muestra a continuación

Tabla 6 Propiedades inerciales de la extremidad de miembro superior

Segmento	% Masa	Ubicación del centro de masa del miembro superior	
		CM- PROXIMAL	CM- DISTAL
Mano	0.60	10	9.8
Antebrazo	1.60	11.36	15.070
Brazo	2.80	14.48	18.86

Fuete: Elaboración propia. Datos tomados de [37]

Como el centro de masa es un segmento que no varía sin importar desde donde se mida, esto facilita calcular la distancia proximal con base a la distal y viceversa. Por parámetros de diseño, se despreciarán los datos obtenidos de centro de masa en ubicación distal.

La ilustración 28 muestra el eslabón 1 el cual representa los parámetros del brazo, en este caso el centro de masa no se modifica.

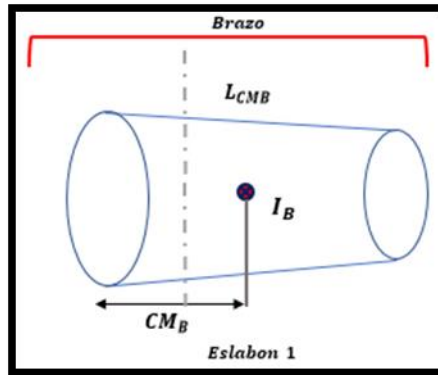


Ilustración 28 Caracterización del eslabón 1(Autor)

Para calcular el momento de inercia de brazo, (eslabón 3) como se muestra en la ilustración 26, se procede a analizar el modelo de Hanavan, considerando el brazo como un cono recto circular truncado como se muestra en la ilustración 28.

Para calcular el momento de inercia de un cono recto circular truncado, Se orienta el eje X considerándolo como el eje longitudinal del cono, dividiendo el cono en rodajas circulares de espesor dx y radio r . la relación entre r y x es:

$$\frac{r}{x} = \frac{R}{H} \quad \{39\}$$

Donde

$$r = \left(\frac{R}{H}\right)x \quad \{40\}$$

La cantidad de masa considerada en una sola rodaja circular del cono está dada por:

$$dm = \rho\pi r^2 dx = \rho\pi \left(\frac{R}{H}\right)^2 x^2 dx \quad \{41\}$$

Partiendo de la ecuación anterior, el momento de inercia del cono será igual a la suma de los momentos de inercia de todas las rodajas:

$$I_x = \left[\int_0^h dl = \frac{1}{2} dmr^2 = \int_0^h \frac{1}{2} \rho \pi \left(\frac{R}{H}\right)^4 x^4 dx = \frac{1}{10} \rho \pi R^4 H \right] \quad \{42\}$$

Para poder obtener el resultado en función de la masa del cono:

$$m = \int_0^h dl = \int_0^h \rho \pi \left(\frac{R}{H}\right)^2 x^2 dx = \frac{1}{3} \rho \pi R^2 H \quad \{43\}$$

$$\rho = \frac{3M}{\pi R^2 H} \quad \{44\}$$

Sustituyendo en la expresión del momento de inercia ecuación 28 tenemos que la inercia del brazo es igual a:

$$I_B = \frac{3}{10} MR^2 \quad \{45\}$$

Para hallar el momento de inercia del antebrazo (eslabón 2), se realizó el mismo procedimiento aplicado al brazo, debido a que el antebrazo visto desde el modelamiento de Hanavan también se expresa con un cono recto circular truncado.

Para determinar el momento de inercia de la mano (eslabón 1), se asemeja es eslabón con una esfera.

Primer se calculó el momento de inercia de la esfera respecto al centro (O), como se muestra en la figura

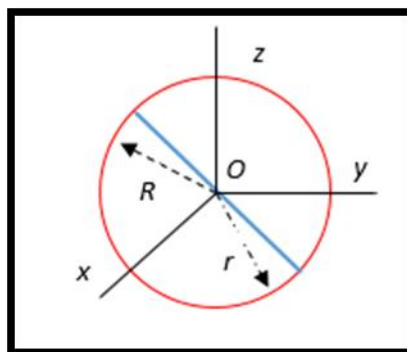


Ilustración 29 Momento de inercia de una esfera (Autor)

El momento de inercia respecto de (O) es:

$$I_O = \int r^2 dm \quad \{46\}$$

$$I_O = \int r^2 dm = \int R^2 dm \quad \{47\}$$

Ya que la distancia del punto (O) al (dm) siempre es ahora el radio R, la masa del elemento (dm) es

$$dm = \sigma * ds \quad \{48\}$$

De lo anterior tenemos que

$$I_O = MR^2 \quad \{49\}$$

Para calcular el momento de Inercia I_{dd} respecto al diámetro, y considerando la simetría esférica se obtuvo

$$I_x = I_y = I_z = I_{dd} \quad \{50\}$$

El momento de inercia identificado de la mano está dado por la siguiente ecuación

$$I_{dd} = \frac{2}{3} MR^2 \quad \{51\}$$

En la elección de los parámetros de diseño del exoesqueleto de brazo implementado, se identifican 2 eslabones, uno de ellos es el Brazo (Ilustración 30) y el otro, la unión del antebrazo y la mano, en este caso en particular se considera la mano como una masa final, la cual no va a generar ningún movimiento, esto implica identificar el nuevo centro de masa que se genera y su momento de inercia, para ello se empleó el método de los ejes paralelos.

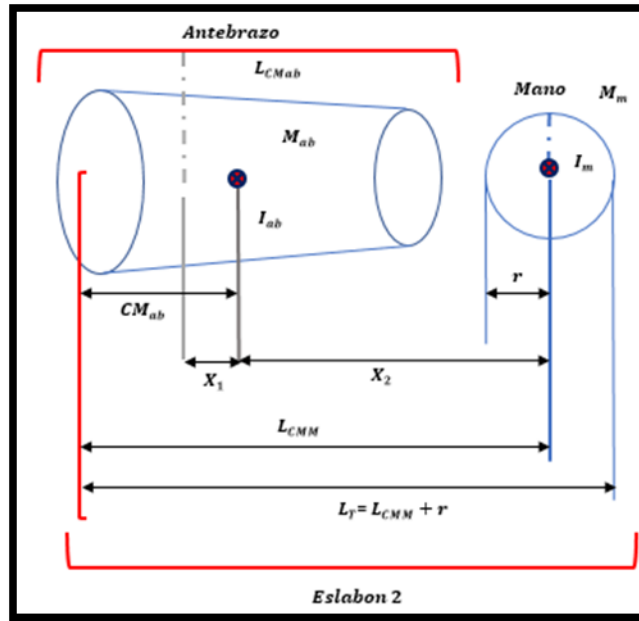


Ilustración 30 características del eslabón 2 (Autor)

Como primer análisis y Considerando la ecuación 52, se calcula el centro de masa total el cual es igual:

$$CM = \frac{M_{ab}L_{cmab} + M_mL_{cmm}}{M_a + M_m} \quad \{52\}$$

Donde M_a es la masa del antebrazo; L_{cmab} es la longitud del centro de masa del antebrazo; M_m la masa de la mano y por último L_{cmm} es la longitud del centro de masa de la mano.

Luego de identificar el nuevo centro de masa del eslabón 2, se procede a determinar la inercia presente en este centro de masa como se muestra en la siguiente ecuación:

$$I_T = (I_M + m_m x_2^2) + (I_a + m_a x_1^2) \quad \{53\}$$

Donde X_1 y X_2

$$X_1 = L_{cmab} - CM \quad \{54\}$$

$$X_2 = CM - L_{cmm} \quad \{55\}$$

Debido a que la extremidad superior del cuerpo humano está limitada a ciertos movimientos, de acuerdo con su fisionomía, se procede a determinar el Angulo de movimiento máximo y mínimo que es capaz de realizar las articulaciones tanto del codo como del hombro para realizar un desplazamiento, para esto se tuvo en cuenta los valores de referencia relacionados en el documento de apoyo entregado por la fisioterapeuta [38].

Para poder determinar el movimiento que puede generar el brazo, se debe conocer las articulaciones que llevan a generar ese movimiento.

El hombro está conformado, por un lado, por la articulación escapulo humeral y por otro lado la cintura escapular, para que se genere el movimiento también interfiere la articulación acromio clavicular y otras tres seudo articulaciones o mecanismos de movimiento.

Estas seudo articulaciones que intervienen en el movimiento son, la escapulo torácica, sub acromial, y la corredera bicipital, formando así el complejo articular del hombro, el cual a su vez está rodeado de una masa muscular, tendinosa y sinovial, vital en la estilización del hombro [38].

Según Kapandji [39] la flexión se divide en tres fases, como se muestra en la ilustración 33:

- 1) De 0 a 90° donde intervienen deltoides anterior, coracobraquial, y las fibras superiores del pectoral mayor (Articulación gleno humeral)
- 2) De 90° a 120° trabaja adicionalmente el trapecio superior, inferior y serrato anterior, campaneó lateral de la escapula (Articulación gleno humeral + Articulación escapulo torácica)
- 3) De 120 a 180° además de lo anterior se produce una hiperlordosis lumbar.

Debido a las características a implementar en el exoesqueleto de brazo, la extensión se iniciará en posición neutra, posición de flexión 0° y posición de extensión 0°.



Ilustración 31 Sinergia del complejo articular del hombro (Autor)

El codo está conformado por La articulación humero cubital, el cual permite realizar la flexión y extensión, las articulaciones radio cubital y humero radial son las que permiten la pronación y la supinación a lo largo de la flexión y extensión del codo [38].

Según Kapandji [39] la flexión del codo se divide en dos fases, como semuestra en la Ilustración 32:

- 1) Flexión: Amplitud de 145° , al realizar la flexión del antebrazo sobre el brazo se forma un ángulo de 35° el cual se encuentra restringido por el choque ose y de las masas musculares, esto partiendo de la posición anatómica en un solo tiempo.
- 2) Extensión: la extensión de codo se toma partiendo de la flexión máxima, la cual recorre 145° para llegar a la extensión completa, la cual a su vez esta limitada por el choque ose y la tensión que aplica el ligamento anterior. El ángulo formado por el brazo y antebrazo en este caso es de 180°

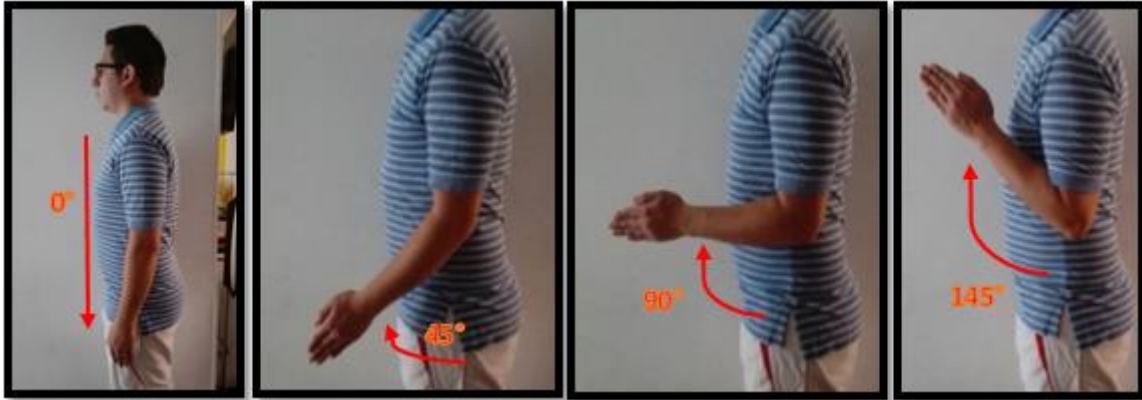


Ilustración 32 Sinergia del complejo articular del codo.

Como ya lo hemos desarrollado en este capítulo la dinámica del exoesqueleto de brazo puede ser determinada mediante el análisis del movimiento de los centros de masas, por ende se implementó el sistema basado en el modelo lineal de un péndulo doblemente invertido ya que este se caracteriza por concentrar las masas del exoesqueleto en un punto.

La ecuación que modela el sistema mencionado, se deduce a partir de la formulación matemática de Euler-Lagrange, como se muestra en la siguiente ecuación

$$\frac{d}{dx} = \frac{\delta \mathcal{L}}{\delta \dot{\theta}} = \frac{\delta \mathcal{L}}{\delta \theta} = \tau \quad \{56\}$$

Por lo tanto

$$\mathcal{L} = K_E - P_E \quad \{57\}$$

Siendo \mathcal{L} la ecuación descrita por Lagrange y τ el torque o par ejercido, a su vez la ecuación incluye la energía cinética y potencial del sistema K_E y P_E , dando como resultado la ecuación 58.

$$T = M(q)\ddot{q} + C(q * \dot{q}) \dot{q} + g(q) + f_f(\dot{q} f_e) \quad \{58\}$$

Donde $M(q)$:

$$\begin{bmatrix} m_1 l^2 c_1 + m_2 l^2 + m_2 l^2 c_2 + 2m_2 l_1 l_{c2} \cos(q_2) + l_1 + l_2 & m_2 l_2 l_{c2} + m_2 l_1 l_{c2} \cos(q_2) + l_2 \\ m_2 l^2 c_2 + m_2 l_1 l_{c2} \cos(q_2) + l_2 & m_2 l^2 c_2 \end{bmatrix}$$

{59}

$$C(q, \dot{q}) = \begin{bmatrix} -2m_2 l_1 l_{c2} \sin(q_2) \dot{q}_2 & -m_2 l_1 l_{c2} \sin(q_2) \dot{q}_2 \\ m_2 l_1 l_{c2} \sin(q_2) \dot{q}_1 & 0 \end{bmatrix} \quad \{60\}$$

$$f_f(\dot{q}, f_s) = \begin{bmatrix} b_1 \dot{q}_1 + f_{c1} \text{Singo}(\dot{q}_1) + [1 - |\text{signo}(\dot{q}_1)|] \text{sat}(T_1; \underline{f}_1) \\ b_1 \dot{q}_2 + f_{c2} \text{Singo}(\dot{q}_2) + [1 - |\text{signo}(\dot{q}_2)|] \text{sat}(T_2; \underline{f}_2) \end{bmatrix} \quad \{61\}$$

4.4. Modelo No Lineal

Definiendo τ_1 y τ_2 como se muestra en la ecuación

$$\begin{aligned} \tau_1 = & (m_1 l_{c1}^2 + m_2 l_1^2 + m_2 l_{c2}^2 + 2m_2 l_1 l_{c2} \cos(q_2) + l_1 + l_2) \ddot{q}_1 + \\ & (m_2 l_{c2}^2 + m_2 l_1 l_{c2} \cos(q_2) + l_2) \ddot{q}_2 - 2m_2 l_1 l_{c2} \sin(q_2) \dot{q}_2 \dot{q}_1 \\ & - m_2 l_1 l_{c2} \sin(q_2) (\dot{q}_2)^2 + g(l_{c1} m_1 + m_2 l_1) \sin(q_1) + \\ & g m_2 l_{c2} \sin(q_1 + q_2) + f_{1f}(\dot{q}_1) \end{aligned} \quad \{62\}$$

$$\begin{aligned} \tau_2 = & (m_2 l_{c2}^2 + m_2 l_1 l_{c2} \cos(q_2) + l_2) \ddot{q}_1 + (m_2 l_{c2}^2 + l_2) \ddot{q}_2 + \\ & m_2 l_1 l_{c2} \sin(q_2) (\dot{q}_1)^2 + \\ & g m_2 l_{c2} \sin(q_1 + q_2) + f_{2f}(\dot{q}_2) \end{aligned} \quad \{63\}$$

Para poder operar de una forma más sencilla las ecuaciones {62} y {63} se procede a realizar un cambio de variable simplificando la ecuación teniendo como resultado las ecuaciones {64} y {65}

$$\begin{cases} \tau_1 = k_1 \ddot{q}_1 + k_2 \ddot{q}_2 - k_3 - k_4 + k_5 + k_6 + f_{1f}(\dot{q}_1) \\ \tau_2 = k_7 \ddot{q}_1 + k_8 \ddot{q}_2 - k_9 - k_{10} + k_{11} + k_{12} + f_{1f}(\dot{q}_2) \end{cases} \quad \{64\}$$

Donde

$$\begin{aligned}
 k_1 &= (m_1 l_{c1}^2 + m_2 l_1^2 + m_2 l_{c2}^2 + 2m_2 l_1 l_{c2} \cos(q_2) + I_1 + I_2) \\
 k_2 &= (m_2 l_{c2}^2 + m_2 l_1 l_{c2} \cos(q_2) + I_2) \\
 k_3 &= 2m_2 l_1 l_{c2} \sin(q_2) \dot{q}_2 \dot{q}_1 \\
 k_4 &= m_2 l_1 l_{c2} \sin(q_2) (\dot{q}_2)^2 \\
 k_5 &= g (l_{c1} m_1 + m_2 l_1) \sin(q_1) \\
 k_6 &= g m_2 l_{c2} \sin(q_1 + q_2) \\
 k_7 &= (m_2 l_{c2}^2 + m_2 l_1 l_{c2} \cos(q_2) + I_2) \\
 k_8 &= (m_2 l_{c2}^2 + I_2) \\
 k_9 &= m_2 l_1 l_{c2} \sin(q_2) (\dot{q}_1)^2 \\
 k_{10} &= g m_2 l_{c2} \sin(q_1 + q_2)
 \end{aligned} \tag{65}$$

De la ecuación {64} se despeja \ddot{q}_2 de la segunda ecuación y se reemplaza en la primera:

$$\ddot{q}_2 = k_8^{-1} (\tau_2 - k_7 \ddot{q}_1 - k_9 - k_{10} - f_{2f})$$

Obteniendo

$$\tau_1 = k_1 \ddot{q}_1 + k_2 [k_8^{-1} (\tau_2 - k_7 \ddot{q}_1 - k_9 - k_{10} - f_{2f})] - k_3 - k_4 + k_5 + k_6 + f_{1f} \tag{66}$$

$$\ddot{q}_1 = [k_1 - k_2 k_8^{-1} k_7]^{-1} \{ \tau_1 - k_2 k_8^{-1} \tau_2 + k_2 k_8^{-1} k_9 + k_2 k_8^{-1} k_{10} + k_2 k_8^{-1} f_{2f} + k_3 + k_4 - k_5 - k_6 - f_{1f} \} \tag{67}$$

Para reducir el sistema a un conjunto de ecuaciones diferenciales de primer Orden, se realiza el siguiente cambio de variables:

$$\begin{aligned}
 x_1 &= q_1 & \dot{x}_1 &= \dot{q}_1 = x_2 \\
 x_2 &= \dot{q}_1 & \dot{x}_2 &= \ddot{q}_1 = [k_1 - k_2 k_8^{-1} k_7]^{-1} \{ \tau_1 - k_2 k_8^{-1} \tau_2 + k_2 k_8^{-1} k_9 + \\
 & & & k_2 k_8^{-1} k_{10} + \\
 x_3 &= q_1 & \dot{x}_3 &= \dot{q}_2 = x_4
 \end{aligned}$$

$$x_4 = \dot{q}_2 \quad \dot{x}_4 = \dot{q}_2 = k_8^{-1}\tau_2 - k_8^{-1}k_7 \dot{x}_2 - k_8^{-1}k_9 - k_8^{-1}k_{10} - k_8^{-1}f_{2f} \quad \{68\}$$

$$\dot{x}_4 = [k_1 - k_2k_8^{-1}k_7]^{-1} \{ \tau_1 - k_2k_8^{-1}\tau_2 + k_2k_8^{-1}k_9 + k_2k_8^{-1}k_{10} + k_2k_8^{-1}f_{2f} + k_3 + k_4 - k_5 - k_6 - f_{1f} \} - k_8^{-1}k_9 - k_8^{-1}k_{10} - k_8^{-1}f_{2f} \quad \{69\}$$

Para simplificación del modelo, se desprecian las fricciones f_{1f} y f_{2f}

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \\ \dot{x}_3 \\ \dot{x}_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_2 \\ \frac{k_2k_8^{-1}k_9 + k_2k_8^{-1}k_{10} + k_3 + k_4 - k_5 - k_6}{(k_1 - k_2k_8^{-1}k_7)} \\ x_4 \\ k_8^{-1}k_7 \frac{(k_2k_8^{-1}k_9 + k_2k_8^{-1}k_{10} + k_3 + k_4 - k_5 - k_6)}{(k_1 - k_2k_8^{-1}k_7)} - k_8^{-1}k_9 - k_8^{-1}k_{10} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ \frac{(\tau_1 - k_2k_8^{-1}\tau_2)}{(k_1 - k_2k_8^{-1}k_7)} \\ 0 \\ k_8^{-1}\tau_2 - k_8^{-1}k_7 \frac{(\tau_1 - k_2k_8^{-1}\tau_2)}{(k_1 - k_2k_8^{-1}k_7)} \end{bmatrix} \quad \{70\}$$

Si se realiza un nuevo cambio de variables con el fin de simplificar las expresiones, se tiene

$$\begin{aligned} k_1 &= a_1 + 2a_2 \cos(x_3) \\ k_2 &= a_3 + a_2 \cos(x_3) \\ k_3 &= 2a_2x_2x_4 \sin(x_3) \\ k_4 &= a_2x_4^2 \sin(x_3) \\ k_5 &= a_4 \sin(x_1) \\ k_6 &= a_5 \sin(x_1 + x_3) \\ k_7 &= a_3 + a_2 \cos(x_3) = k_2 \\ k_8 &= a_3 \\ k_9 &= a_2x_2^2 \sin(x_3) \\ k_{10} &= a_5 \sin(x_1 + x_3) \end{aligned} \quad \{71\}$$

Donde

$$a_1 = (m_1 l_{c1}^2 + m_2 l_1^2 + m_2 l_{c2}^2 + I_1 + I_2)$$

$$a_2 = m_2 l_1 l_{c2}$$

$$a_3 = (m_2 l_{c2}^2 + I_2)$$

$$a_4 = g(l_{c1} m_1 + m_2 l_1)$$

$$a_5 = g m_2 l_{c2}$$

{72}

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \\ \dot{x}_3 \\ \dot{x}_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A \\ B \\ C \\ D \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ \frac{(\tau_1 - (1 + a_2 a_3^{-1} \cos(x_3)) \tau_2)}{a_1 - a_3 - \frac{a_2^2}{a_3} \cos^2(x_3)} \\ 0 \\ a_3^{-1} \tau_2 - \frac{[(1 + a_2 a_3^{-1} \cos(x_3)) \tau_1 - (1 + 2 a_2 a_3^{-1} \cos(x_3) + a_2^2 a_3^{-2} \cos^2(x_3)) \tau_2]}{(a_1 - a_3 - \frac{a_2^2}{a_3} \cos^2(x_3))} \end{bmatrix}$$

Donde

$$A = x_2$$

$$B =$$

$$\frac{a_2 a_5 \cos(x_3) \sin(x_1 + x_3) - a_3 a_4 \sin(x_1) + a_2 (x_4) \sin(x_3) (a_2 (x_2^2) (x_4) \sin(x_3) + a_3 (2(x_2) + (x_4)))}{a_3 (a_1 - a_3) - a_2^2 \cos^2(x_3)}$$

$$C = x_4$$

$$D =$$

$$\frac{a_3 a_5 \sin(x_1 + x_3) (a_2 \cos(x_3) + a_1 - a_3) - a_3 a_4 \sin(x_1) (a_2 \cos(x_3) + a_3) - a_2 \sin(x_3) (a_2^2 (x_2^2) \cos^2(x_3) - a_3 (a_1 - a_3))}{a_3 (a_2^2 \cos^2(x_3) - a_3 (a_1 - a_3))} - \frac{a_2 (x_4) \cos(x_3) (a_2 x_2^2 (x_4) \sin(x_3) + a_3 (2x_2 + x_4)) - a_3 (a_2 x_2 x_4^2 \sin(x_3) + a_1 x_2^2 - a_3 (x_2^2 - 2x_2 x_4 - x_4^2))}{a_3 (a_2^2 \cos^2(x_3) - a_3 (a_1 - a_3))}$$

{73}

4.5. Linealización Del Sistema

En esta sección se estudia una manera de obtener una aproximación lineal de un sistema no lineal, para ello implementaremos el método de linealización Resolviendo la Matriz Jacobiana.

4.5.1 Linealización Por La Matriz Jacobiana

Formula General

$$\begin{aligned} \dot{\hat{X}} &= \sum_{j=1}^n \left. \frac{\partial f_1(x, u)}{\partial x_j} \right|_{(x, Y)} \hat{X}_j = \sum_{j=1}^p \left. \frac{\partial f_1(x, u)}{\partial u_j} \right|_{(x, Y)} \hat{u}_j \\ \dot{\hat{X}} &= A\hat{x} + B\hat{u} \end{aligned} \quad \{74\}$$

$$A = \begin{bmatrix} \frac{\partial f_1}{\partial x_1} & \frac{\partial f_1}{\partial x_2} & \cdots & \frac{\partial f_1}{\partial x_n} \\ \frac{\partial f_2}{\partial x_1} & \frac{\partial f_2}{\partial x_2} & \cdots & \frac{\partial f_2}{\partial x_n} \\ \cdots & \cdot & \cdot & \cdot \\ \frac{\partial f_n}{\partial x_1} & \frac{\partial f_n}{\partial x_2} & \cdots & \frac{\partial f_n}{\partial x_n} \end{bmatrix} \quad B = \begin{bmatrix} \frac{\partial f_1}{\partial u_1} & \frac{\partial f_1}{\partial u_2} & \cdots & \frac{\partial f_1}{\partial u_n} \\ \frac{\partial f_2}{\partial u_1} & \frac{\partial f_2}{\partial u_2} & \cdots & \frac{\partial f_2}{\partial u_n} \\ \cdots & \cdot & \cdot & \cdot \\ \frac{\partial f_n}{\partial u_1} & \frac{\partial f_n}{\partial u_2} & \cdots & \frac{\partial f_n}{\partial u_n} \end{bmatrix}$$

$$\begin{aligned} \hat{y} &= \sum_{j=1}^n \left. \frac{\partial g_1(x, u)}{\partial x_j} \right|_{(x, Y)} \hat{X}_j = \sum_{j=1}^p \left. \frac{\partial g_1(x, u)}{\partial u_j} \right|_{(x, Y)} \hat{u}_j \\ \hat{y} &= C\hat{x} + D\hat{u} \end{aligned}$$

Con la matriz Jacobiana se resuelve obteniendo

$$\begin{aligned} x &= [x_1 \quad x_2 \quad x_3 \quad x_4]^T \\ u &= [\tau_1 \quad \tau_2]^T \end{aligned} \quad \{75\}$$

Definimos

$$f_1(x, u) = \dot{x}_1 = x_2$$

$$f_2(x, u) = \dot{x}_2$$

$$\frac{a_2 a_5 \cos(x_3) \sin(x_1 + x_3) - a_3 a_4 \sin(x_1) + a_2(x_4) \sin(x_3)(a_2(x_2^2)(x_4) \sin(x_3) + a_3(2(x_2) + (x_4)))}{a_3(a_1 - a_3) - a_2^2 \cos^2(x_3)}$$

$$+ \frac{(\tau_1 - (1 + a_2 a_3^{-1} \cos(x_3))\tau_2)}{a_1 - a_3 - \frac{a_2^2}{a_3} \cos^2(x_3)}$$

$$f_3(x, u) = \dot{x}_3 = x_4$$

$$f_4(x, u) = \dot{x}_4 =$$

$$\frac{a_3 a_5 \sin(x_1 + x_3)(a_2 \cos(x_3) + a_1 - a_3) - a_3 a_4 \sin(x_1)(a_2 \cos(x_3) + a_3) - a_2 \sin(x_3)(a_2^2(x_2^2) \cos^2(x_3))}{A}$$

$$- a_2(x_4) \cos(x_3)(a_2 x_2^2(x_4) \sin(x_3) + a_3(2x_2 + x_4)) - a_3(a_2 x_2 x_4^2 \sin(x_3) + a_1 x_2^2 - a_3(x_2^2 - 2x_2 x_4 - x_4^2))$$

$$+ a_3^{-1} \tau_2 - \frac{[(1 + a_2 a_3^{-1} \cos(x_3))\tau_1 - (1 + 2 a_2 a_3^{-1} \cos(x_3) + a_2^2 a_3^{-2} \cos^2(x_3))\tau_2]}{(a_1 - a_3 - \frac{a_2^2}{a_3} \cos^2(x_3))}$$

$$\text{Donde } A = a_3(a_2^2 \cos^2(x_3) - a_3(a_1 - a_3))$$

{76}

Obteniendo la siguiente Matriz A y B

$$A = \begin{bmatrix} \frac{\partial f_1}{\partial x_1} & \frac{\partial f_1}{\partial x_2} & \frac{\partial f_1}{\partial x_3} & \frac{\partial f_1}{\partial x_4} \\ \frac{\partial f_2}{\partial x_1} & \frac{\partial f_2}{\partial x_2} & \frac{\partial f_2}{\partial x_3} & \frac{\partial f_2}{\partial x_4} \\ \frac{\partial f_3}{\partial x_1} & \frac{\partial f_3}{\partial x_2} & \frac{\partial f_3}{\partial x_3} & \frac{\partial f_3}{\partial x_4} \\ \frac{\partial f_4}{\partial x_1} & \frac{\partial f_4}{\partial x_2} & \frac{\partial f_4}{\partial x_3} & \frac{\partial f_4}{\partial x_4} \end{bmatrix} \quad B = \begin{bmatrix} \frac{\partial f_1}{\partial \tau_1} & \frac{\partial f_1}{\partial \tau_2} \\ \frac{\partial f_2}{\partial \tau_1} & \frac{\partial f_2}{\partial \tau_2} \\ \frac{\partial f_3}{\partial \tau_1} & \frac{\partial f_3}{\partial \tau_2} \\ \frac{\partial f_4}{\partial \tau_1} & \frac{\partial f_4}{\partial \tau_2} \end{bmatrix}$$

Derivando cada expresión de la Matriz A y la Matriz B se obtiene

$$A = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} & a_{24} \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ a_{41} & a_{42} & a_{43} & a_{44} \end{bmatrix}$$

Donde:

$$a_{21} = \frac{a_2 a_5 \cos(x_3) \cos(x_1 + x_3) - a_3 a_4 \cos(x_1)}{a_3(a_1 - a_3) - a_2^2 \cos^2(x_3)}$$

$$a_{22} = \frac{2a_2(x_4) \sin(x_3)(a_2 x_2 x_4 \sin(x_3) + a_3)}{a_3(a_1 - a_3) - a_2^2 \cos^2(x_3)}$$

$$a_{23} = \frac{-a_2(a_3 \cos(x_3) \cos(x_1 + x_3) a_2^2 \cos^2(x_3) - a_3(a_1 - a_3)) + a_5 \sin(x_3) \sin(x_1 + x_3)(a_2^2 \cos^2(x_3) + a_3(a_1 - a_3) - \cos(x_3)(2a_2$$

A

$$a_3 a_4 \sin(x_1) \sin(x_3) - (x_4)(a_2^2 a_3 (2x_2 + x_4) \text{Sen}^2(x_3) - 2a_2 x_2^2 x_4 (a_1 a_3 - a_2^2 - a_3^2) \sin(x_3) - a_3 (2x_2 + x_4)(a_1 a_3 - a_2^2 - a_3^2)))$$

A

$$A = (a_2^2 \cos(x_3)^2 - a_3(a_1 - a_3))^2$$

{77}

$$a_{24} = \frac{2a_2 \sin(x_3)(a_2 x_2^2 x_4 \sin(x_3) + a_3(x_2 + x_4))}{a_3(a_1 - a_3) - a_2^2 \cos^2(x_3)}$$

$$a_{41} = \frac{a_5 \cos(x_1 + x_3)(a_2 \cos(x_3) + (a_1 - a_3)) - a_4 \cos(x_1)(a_2 \cos(x_3) + a_3)}{a_2^2 \cos(x_3)^2 - a_3(a_1 - a_3)}$$

$$a_{42} = \frac{2a_2(\sin(x_3)(a_2^2(x_2) \cos(x_3))^2 - a_2(x_4) \cos(x_3)(a_2(x_2)(x_4) \sin(x_3) + a_3) - a_3(a_2(x_2)x_4^2 \sin(x_3) + a_1(x_2) + a_3(x_4 - x_2))))}{a_3(a_3(a_1 - a_3) - a_2^2 \cos(x_3)^2)}$$

$$a_{43} = \frac{a_3 a_5 \cos(x_1 + x_3)(a_2^3 \cos(x_3)^3 + a_2^2(a_1 - a_3) \cos(x_3)^2 + a_2 a_3(a_3 - a_1) \cos(x_3) - a_3(a_1 - a_3)^2) + a_2(a_3 a_5 \sin(x_3) \sin(x_1 + x_3))}{B}$$

$$\frac{(a_2^2 \cos(x_3)^2 + 2a_2(a_1 - a_3) \cos(x_3) + a_3(a_1 - a_3)) - a_3 a_4 \sin(x_1) \sin(x_3)(a_2^2 \cos(x_3)^2 + 2a_2 a_3 \cos(x_3) + a_3(a_1 - a_3))}{B}$$

$$+ a_2^2(x_4) \cos(x_3)^4 (2a_2(x_2^2)(x_4) \sin(x_3) + a_3(2x_2 + x_4)) + a_2^2 \cos(x_3)^3 (a_2^2(x_2^2) \text{Sen}(x_3)^2 + 2a_2 a_3(x_2^2)(x_4^2) \text{Sen}(x_3) + a_1 a_3(x_2^2))$$

B

$$\begin{aligned}
& \frac{-a_2(x_2^2) - a_3^2((x_2^2) - 2(x_2)(x_4)(x_4^2)) + a_2(x_4)Cos(x_3)^2(a_3^2(x_2^2)(x_4)Sen(x_3)^2 + a_2^2a_3(2x_2 + x_4) + Sen(x_3)^2 + 2a_2a_3(x_2^2)(x_4)(a_3 - a_1))}{B} \\
& \frac{Sin(x_3) - a_3^2(a_1 - a_2)(2(x_2) + (x_4)) + a_2Cos(x_3)(2a_2^2(x_2^2)(x_4^2)Sen(x_3)^2 + a_2^2(x_2^2) + 4(x_2)(x_4) + 2(x_4^2) - a_1(x_2^2))Sen(x_3)^2}{B} \\
& + \frac{2a_2a_3(x_2^2)(x_4^2)(a_3 - a_1)Sen(x_3) + (a_3 - a_1)(a_1a_2(x_2^2) - a_2^2(x_2^2) - a_3^2((x_2^2) - 2(x_2)(x_4) - (x_4^2))) + a_2a_3(x_4)(a_1 - a_2)Sen(x_3)^2}{B} \\
& + \frac{2a_2a_3(x_2^2)(x_4^2)(a_3 - a_1)Sen(x_3) + (a_3 - a_1)(a_1a_2(x_2^2) - a_2^2(x_2^2) - a_3^2((x_2^2) - 2(x_2)(x_4) - (x_4^2))) + a_2a_3(x_4)(a_1 - a_2)Sen(x_3)^2}{B} \\
& \frac{(a_2(x_2^2)(x_4)Sen(x_3) + a_3(2(x_2) + (x_4)))}{B}
\end{aligned}$$

Donde

$$\begin{aligned}
B &= a_3(a_2^2Cos(x_3)^2 - a_3(a_1 - a_2)^2) \\
a_{44} &= \frac{2a_2Sin(x_3)(a_2(x_2^2)(x_4)Sin(x_3) + a_3(x_2)(x_4))(a_2Cos(x_3) + a_3)}{a_3(a_2^2Cos^2(x_3) - a_3(a_1 - a_2))}
\end{aligned}$$

{78}

$$B = \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ b_{21} & b_{22} \\ 0 & 0 \\ b_{41} & b_{42} \end{bmatrix}$$

$$b_{21} = \frac{a_3}{a_3(a_1 - a_2) - a_2^2Cos(x_3)^2}$$

$$b_{22} = \frac{a_2Cos(x_3) + a_3}{a_2^2Cos(x_3)^2 - a_3(a_1 - a_2)}$$

$$b_{41} = \frac{a_2Cos(x_3) + a_3}{a_2^2Cos(x_3)^2 - a_3(a_1 - a_2)}$$

$$b_{42} = \frac{2a_2Cos(x_3) + a_1}{a_3(a_1 - a_2) - a_2^2Cos(x_3)^2}$$

{79}

Como resultado La terminología de los parámetros del robot de 2 gdl se encuentra en la tabla 7.

Tabla 7 Parametros del robo de 2 gdl.

ESLABON	SIGNIFICADO	NOTACION	RESULTADO
CODO	Masa del Eslabón 2	m_1	4,902 kg
	Longitud del eslabón 2	l_1	0.34 m
	Inercia del eslabón 2	I_1	1.382 Nm seg/rad
	Centro de Masa del eslabón 2	l_{c1}	0,18 m
HOMBRO	Masa del Eslabón 3	m_2	3,88 kg
	Longitud del eslabón 3	l_2	0,32
	Inercia del eslabón 3	I_2	0,45
	Centro de Masa del eslabón 3	l_{c2}	0.15 m

Fuente: Elaboración propia.

Por practicidad en el sistema, y teniendo en cuenta el material propuesto para la elaboración de este exosqueleto, se despreciarán fricciones de coulomb, fricciones viscosas y estáticas.

Servomotor

La información acerca de las características del motor que se propone para cada articulación, es suministrada por el proveedor, para este proyecto se decidió tomar en consideración un motor de la marca Harmonic Drive Technologies, de la familia de FHA8C mini Series [40].

Estos motores fueron seleccionados considerando una pieza reductora adicional con el fin de garantizar que el exoesqueleto este en la capacidad de poder realizar el levantamiento del brazo. Estos motores fueron sobredimensionados con el fin de reducir el peso de la estructura total del exoesqueleto, sin embargo, analíticamente, estos pesos no se tendrán en cuenta en los cálculos obtenidos para la simulación.

Las constantes del motor son:

Tabla 8 *Parametros del motor seleccionado para implementar en el exoesquelero de brazo.*

Especificaciones	Notacion	FHA-8C		
Relación de Transmision		30	50	100
Torque Maximo	N.m	1.8	3.3	4.8
Velocidad Maxima	Rpm	200	120	60
Torque Constate (100V-200V AC)	Nm\A (rms)	3.9	6.7	14
Torque Constante (24v DC)	Nm\A (rms)	0.8	1.3	2.7
Precisión de posicionamiento	Arc-sec	150	120	120
Momento de Inercia	Kg-m ²	0.0026	0.0074	0.029
Masa	Kg	0.40		

Fuente: FHA Mini series AC servoactuator manual. Servo Actuators. Elaboración propia [40]

Para este caso en particular se considero como torque máximo 3.3 N.m para ambos motores, (codo y hombro) ecuación {76}, y como variable de entrada de voltaje 8 Voltios.

Capítulo 5. Sistema De Control Por Realimentación De Variable De Estado

En este capítulo se exponen los resultados matemáticos obtenidos en el capítulo anterior implementados en un sistema de control por realimentación de variables de estado, presentando el resultado de implementar una técnica de Linealización en sistemas no lineales.

De igual manera se analiza el estado estacionario presente en este sistema y a su vez la respuesta transitoria obtenida.

En este capítulo se presenta en detalle los métodos computacionales en MATLAB para obtener valores óptimos de los parámetros de los controladores que satisfacen ciertos criterios y requisitos de las características de la respuesta del sistema de control para el exoesqueleto de miembro superior

Este capítulo se ha estructurado con la finalidad de facilitar la comprensión gradual de la teoría de control implementada. Se ha tratado de evitar cuidadosamente razonamientos que contengan fuerte contenido matemático en la presentación de este documento.

5.1. Resultados

Los valores obtenidos los cuales resultan de la ecuación {77} y {78} dan como resultado la matriz A y B respectivamente.

Matriz A =

$$\begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -76.502010 & 0 & -0.226870 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 42.71024 & 0 & 3.8945365 & 0 & 0 & 0 \\ -1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

Matriz B =

$$\begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0.6591777 & -0.7837690 \\ 0 & 0 \\ 6.125389 & -4.3034658 \end{bmatrix}$$

Partiendo de la ecuación {71} y {72}, en la cual se define un cambio de variable (k) esto con el fin de simplificar las expresiones, se procede a interpretar mediante un bloque de función todos los valores de la variable k, es decir la interpretación simulada del modelo no lineal. En la Ilustración 33, se muestra la creación de una función para cada uno de los valores de k, es decir, una función para k1, k2, k3, k4, k5, k6, k7, k8, k9 y k10.

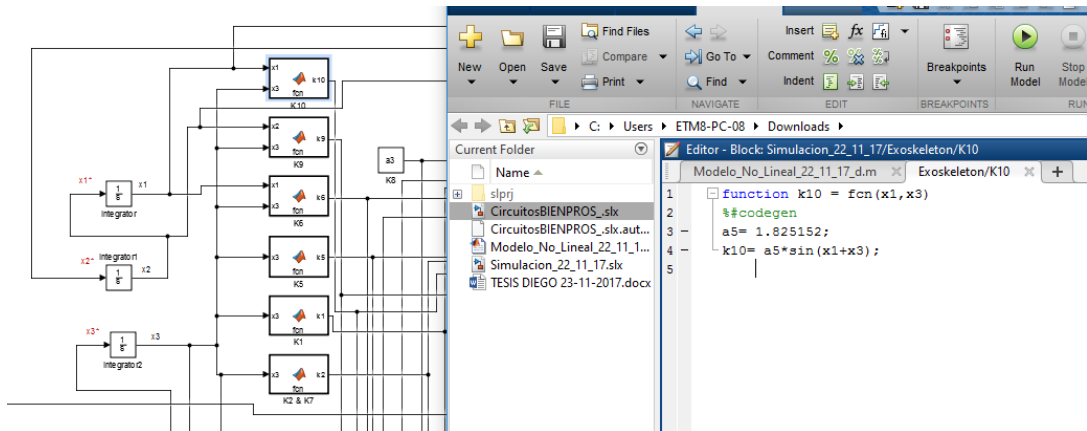


Ilustración 33 Modelo no lineal

Haciendo uso de las matrices resultantes se logra linealizar el sistema apoyado de dos funciones llamadas X2p y X4p como se distingue en la Ilustración 34. Este sistema corresponde a la linealización del sistema de péndulo doblemente invertido relacionando el modelo biomecánico implementado, los parámetros del controlador dependen del torque máximo 3.3 Nm para los dos torques y un vltaje inicial de 8 voltios.

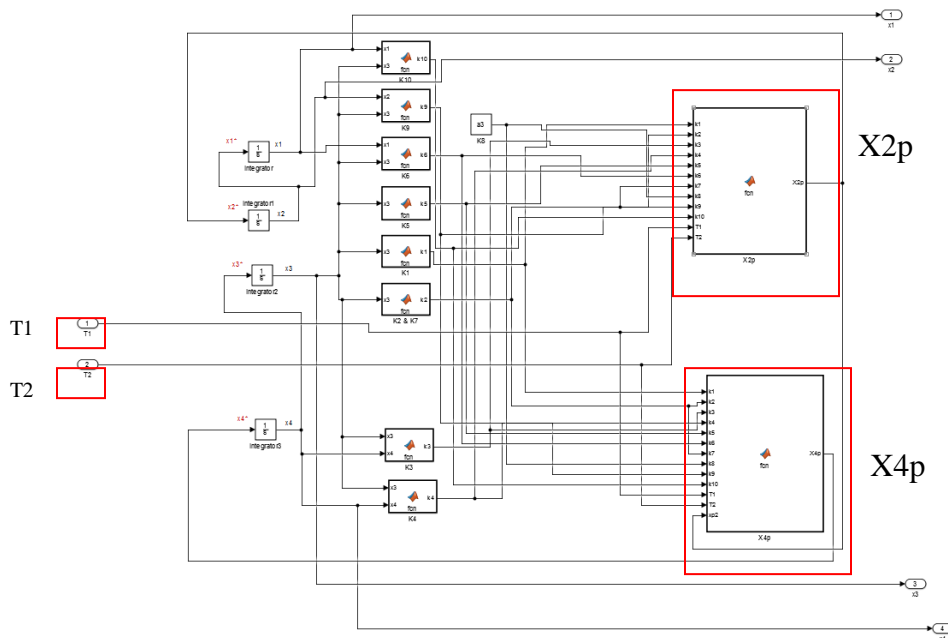


Ilustración 34 Esquema de contro de sistema linealizado

Por practicidad en la implementación del sistema de control se procede a generar un subsistema, en este subsistema se tendrá la relación obtenida de la linealización del sistema (Ilustración 34), como se muestra en la Ilustración 35.

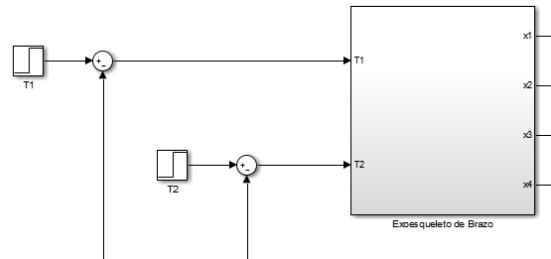


Ilustración 35 Subsistema, Linealización del exoesqueleto de Brazo

Ya que el objetivo del exoesqueleto de Brazo es poder intervenir en procesos de rehabilitación, es de vital importancia garantizar que la respuesta del sistema sea muy suave, dicho esto se logra obtener una respuesta subamortiguada el cual va a permitir llevar al sistema de forma gradual a el alguno de flexion solicitado en la terapia de rehabilitación. Una vez obtenido este modelo se procede a añadir en sistema de control integradores los cuales garantizaran el tiempo de establecimiento el comportamiento subamortiguado que se desea como se muestra en la Ilustración 36.

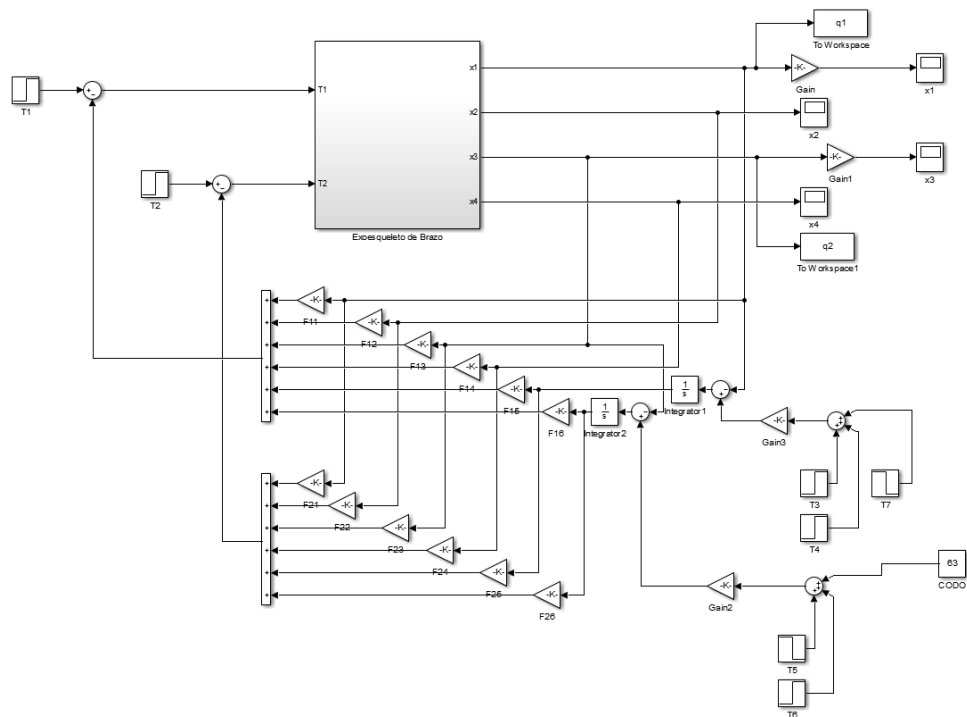


Ilustración 36 Esquema de Control por realimentación de variables de estado

Teniendo en cuenta lo anteriormente mostrado se procede a realizar la toma de los resultados obtenidos al realizar el control sobre el sistema linealizado en un péndulo doblemente invertido. En la ilustración 37 y la ilustración 38 donde se muestra la respuesta obtenida de la flexión máxima para el codo y extensión máxima para el hombro.

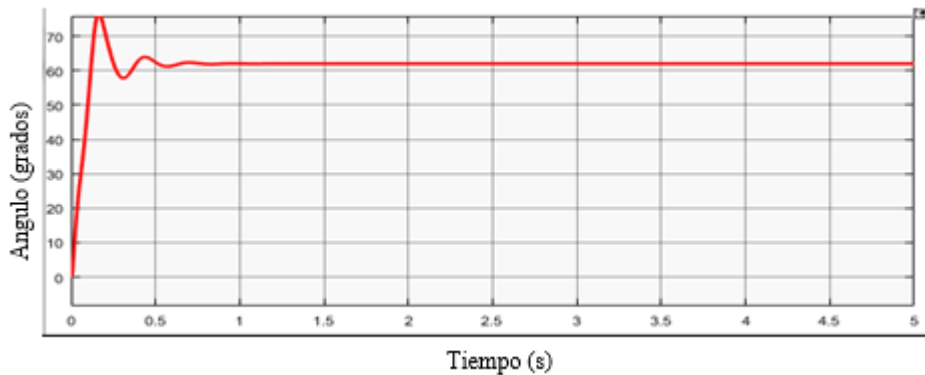


Ilustración 37 Angulo de flexion Maximo del codo (63°)

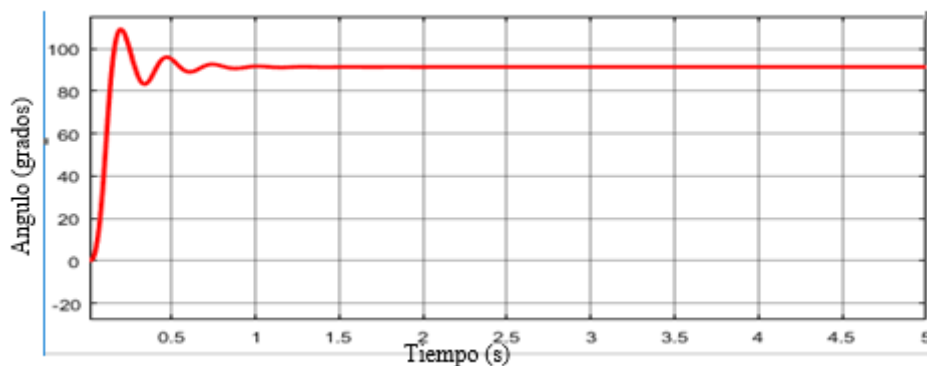


Ilustración 38 Angulo de Extension Maximo del Hombro (98°)

Adicional a esto se comprobó que el exoesqueleto de brazo inicia su movimiento desde un ángulo de flexión y extensión diferente de 0° obteniendo como resultado lo siguiente

Caso 1, la terapia de rehabilitación está dada para que el paciente flexione el codo hasta un ángulo máximo de 63°, sin embargo se considera que este movimiento inicia desde un ángulo de flexión de 30°, esto se expone en la ilustración 39.

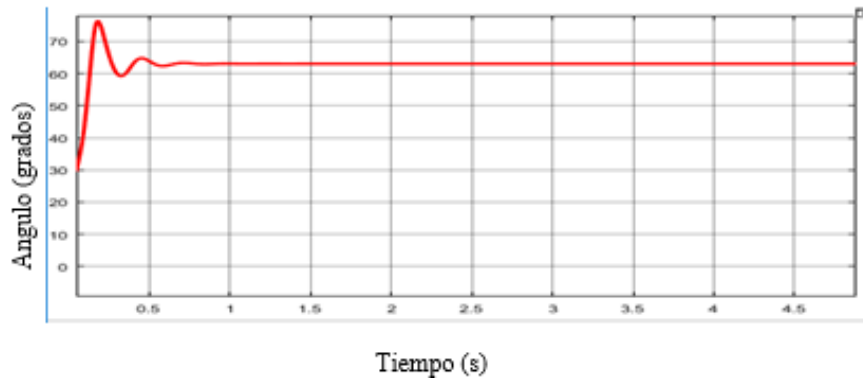


Ilustración 39 Respuesta del Exoesqueleto de Brazo, (Codo) Angulo d flexion diferente de 0°, caso 1

Caso 2, la terapia de rehabilitación esta dada para que el paciente realice la extensión hombro hasta un angulo máximo de 42°, sin embargo se considera que este movimiento inicia desde un angulo de flexion de 20° como se muestra en la ilustración 40.

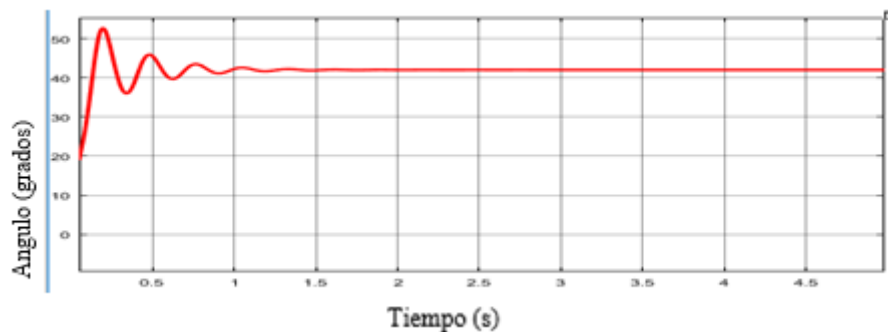


Ilustración 40 Respuesta del Exoesqueleto de Brazo, (Hombro) Angulo d flexion diferente de 0°, caso 2

Ya que para un paciente que presenta algun tipo de traumatismo en el movimiento, la terapia de rehabilitación debe tambien registrar el momento el cual el paciente comienza a sentir dolor, se tomo la decisión de generar una parada de emergencia cuando el paciente sienta dolor, aun asi sin haber llegado al angulo máximo solicitado, acontinuacion se muestran los resultados obtenidos para el codo, Ilustracion 41.

Caso 3, la terapia de rehabilitación esta dada para que el paciente flexione el codo hasta un angulo de 63°, sin embargo se registra dolor cuando alcanza un angulo de flexion de 50°.

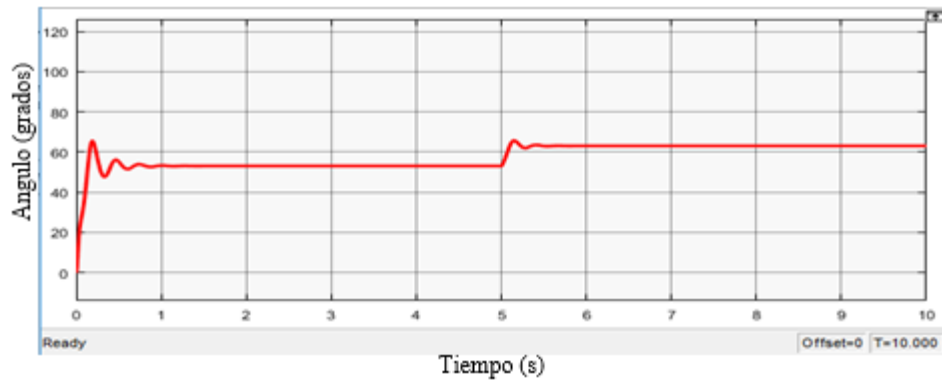


Ilustración 41 Respuesta del Exoesqueleto de Brazo, (Codo) Caso 3

Acontinuacion se presentas los resultados obtenidos para el Hombro

Como cuarto caso, la terapia de rehabilitación esta dada para que el paciente realice la extensión del Hombro hasta los 57°, sin embargo se registra dolor cuando el paciente alcanza un angulo de extensión de 44°.

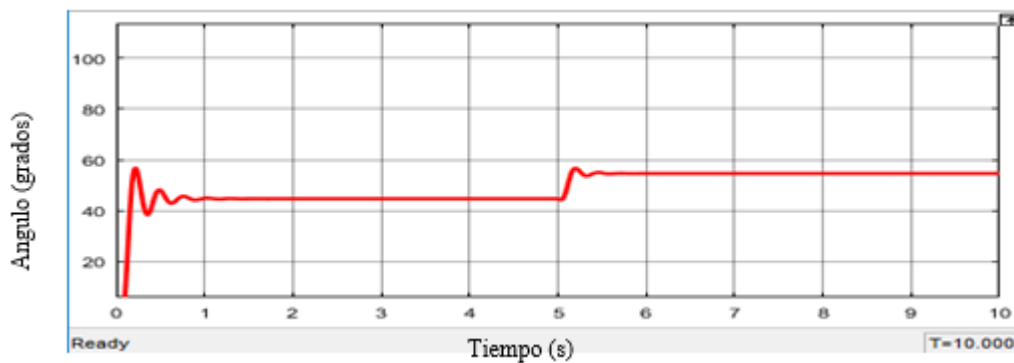


Ilustración 42 Respuesta del Exoesqueleto de Brazo,(Hombro) Caso 4.

5.2. Conclusiones

El control del sistema que se planteó y luego de realizar varias pruebas en diferentes escenarios, cumple satisfactoriamente con el comportamiento deseado, generando una respuesta acorde a lo inicialmente planteado, sin embargo el exoesqueleto de brazo no alcanza el Angulo máximo de flexión y extensión deseado para el hombro y el codo, este solo alcanza los 98.5° y 67.3° respectivamente, no obstante, la flexión que realiza el exoesqueleto satisface una posible terapia de rehabilitación en pacientes que tengas enfermedades musculoesqueléticas enfocadas en capsulitis adhesiva y epicondilitis.

La propuesta presentada en este documento, dada sus características, puede emplearse en pacientes entre los 20 y 59 años, de sexo femenino o masculino, ya que se consideró una muestra de 1600 personas, lo que garantiza un 95% de confiabilidad con un error considerable del 0.25%.

El acompañamiento de la profesional en fisioterapia Laura Rocio Vargas Jiménez, fue de vital importancia ya que garantizo, que los movimientos de flexión y extensión del brazo generado por el exoesqueleto si cumplan con los movimientos necesarios para ser implementados en procesos de rehabilitación en pacientes con capsulitis adhesiva y epicondilitis, adicional a esto el documento suministrado por la profesional en salud, nos aclara un poco más las normativas vigentes en el país en temas de salubridad y materiales aprobados en la actualidad para ser implementados en exoesqueletos de rehabilitación.

Las aplicaciones con este tipo de exoesqueletos pueden mejorar conforme el estudio de cada clasificación del movimiento humano. Buscando en un futuro la estandarización de este tipo de exoesqueletos sin importar el tipo de tarea que se realice.

La simulación a lo largo del proyecto seguirá sirviendo como punto de partida antes de armar alguna parte del exoesqueleto físico, sin embargo estas al ser solo una simulaciones, no cuenta con el análisis de características tales como fricciones, pesos reales de los actuadores ni fuerzas que se general al unir piezas mecánicas, que al llevar este análisis a la implementación física pueden causar ligeros cambio en el comportamiento deseado del exoesqueleto de brazo.

Entre las limitaciones que se vivieron mientras se realizó el desarrollo de la investigación, fue el no poder implementar un prototipo físico, para evaluar el desempeño del exoesqueleto puesto que no se cuenta con conocimiento previo de mecánica necesario para establecer un correcto diseño en la elaboración de una estructura sólida que cuente con las características esenciales para exoesqueletos de miembro superior.

Para trabajos futuros se esperan más análisis de simulación, la implementación de un sistema de control más robusto, que garantice una respuesta más suave y que sea capaz de ampliar el rango de flexión y extensión del exoesqueleto hasta el deseado, es decir que genere los ángulos de flexión y extensión de una persona que no presente ningún tipo de lesión muscular esquelética en el miembro superior. Seguido a esto la implementación física de un prototipo de exoesqueleto de miembro superior para ser utilizado en un paciente real, acompañado de una rutina de rehabilitación propuesta por la profesional en fisioterapia.

Referencias

- [1] Mercado D. (2016). Principales causas de accidentes Laborales. Tomado de <http://www.eltiempo.com/archivo/documento/CMS-16641716> Dia de consulta 21/09/2016
- [2] Agencia Europea para la seguridad y la salud en el trabajo. (2016). Trastornos musculo esqueléticos. Tomado de <https://osha.europa.eu/es/themes/musculoskeletal-disorders> Consulta 21/09/2016.
- [3] Ministerio de trabajo, (3012). II Encuesta Nacional de Condiciones de Seguridad y Salud en el Trabajo en el Sistema General de Riesgos Laborales.pdf. Tomado de http://ccs.org.co/salaprensa/images/Documentos/INFORME_EJECUTIVO_II%20ENCST.pdf. Consultado el 21/09/2016
- [4] Chávez, M. Espitia, F. López, A (2010). Exoesqueletos para potenciar las capacidades humanas y apoyar la rehabilitación. Revista Ingeniería Biomédica, ISSN 1909-9762, volumen 4, número 7, págs. 63-73. Tomado de: http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_abstract&pid=S1909-97622010000100008&lng=es&nrm=iso
- [5] Ayala, J. Urriolagoitia, G. Romero, B. Torres, C. Aguilar, L y Urriolagoitia, G. (2015). Diseño Mecánico de un exoesqueleto para la rehabilitación de miembro superior., Vol.17, Núm. 1. Recuperado de: <http://revistas.unal.edu.co/index.php/biotecnologia/article/view/44188/51976>
- [6] Romero, J. (2016). Las Alteraciones Musculo-esqueléticas Síntomas y Patologías. Tomado de: http://www.seguridadysalud.ibermutuamur.es/IMG/pdf/Las_alteraciones_musculoesqueleticas.pdf
- [7] Organización Mundial de la Salud, (2011). Informe Mundial Sobre La Discapacidad, Artículo. Enfermedades Crónicas y Promoción de la Salud. Tomado de: http://www.who.int/disabilities/world_report/2011/summary_es.pdf
- [8] departamento administrativo nacional de estadística. DANE. (2014). Información estadística de la Discapacidad. Tomado de https://www.dane.gov.co/files/investigaciones/discapacidad/inform_estad.pdf

- [9] Revista Science & Tech, (2016). The wearable robot that turns anyone into a SUPERHERO: Bionic arm lets users lift an extra 40lb effortlessly. Tomado de: <http://www.dailymail.co.uk/sciencetech/article-2521245/Titan-Arm-bionic-exoskeleton-lets-users-lift-extra-40lb-effortlessly.html>
- [10] Ruíz, A. (2008). Sistema Robótico Multimodal para Análisis y Estudios en Biomecánica, Movimiento Humano y Control Neuromotor. (Tesis doctoral). Universidad Carlos III de Madrid. Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática. Recuperado de <https://e-archivo.uc3m.es/handle/10016/5636>
- [11] Rocon, E, Ruíz, A, Pons, Belda, J, and Sánchez, J. (2015) Rehabilitation robotics: A wearable exo-skeleton for tremor assessment and suppression. In Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation. Tomado de <http://ieeexplore.ieee.org/document/1570451/?reload=true>
- [12] Ayala-L, Sosa G, Romero B, Torres R, Aguilar L, Urriolagoitia G. (2014). Mechanical design of an exoskeleton for upper limb rehabilitation. Revista Colombiana de Biotecnología, Artículo de investigación, vol.17 no.1. Tomado de http://www.scielo.org.co/scielo.php?pid=S0123-34752015000100011&script=sci_arttext&tlng=es
- [13] Tibaduiza, D. Chio, N. Grosso, J y Anaya, M. (2009). Diseño de un exoesqueleto mecatrónico de brazo basado en screws y robots paralelos. Grupo de Investigación MEM. Congreso internacional de ingeniería mecatrónica UNAB. Vol 1 No 1. Tomado de <http://revistas.unab.edu.co/index.php?journal=mecatronica&page=article&op=viewArticle&path%5B%5D=1231>
- [14] Celedon Hugo. (2016). Diseño mecatrónico de un robot exoesqueleto de extremidad superior para rehabilitación de personas con discapacidad parcial en el codo. Proyecto de Grado. Universidad Santo Tomas.
- [15] Pizzul, M. (2013). *La formación humanística, fin esencial de la Universidad Leganés*, 1a ed. - Mar del Plata, Universidad FASTA, 2013. Pág. 45-47-51. Tomado de <http://www.ufasta.edu.ar/biblioteca/files/2013/02/La-formaci%C3%B3n-human%C3%ADstica.pdf>
- [16] Palaztanga N., Field D., Soames R. (2000) Anatomía y Movimiento Humano. Estructura y funcionamiento. Tomado de https://books.google.com.co/books?id=a5iSQyjVBPkC&pg=PA11&hl=es&source=gbs_toc_r&cad=4#v=onepage&q&f=false
- [17] Mahiques, A. (2016). Hombro, Biomecánica del hombro, Articulaciones que componen la cintura escapular. Tomado de: http://cto-am.com/hombro.htm#ESQUELETOLOGIA_DEL_HOMBRO

- [18] Mahiques, A. (2016) Capsulitis Adhesiva, “Historia clínica, Causas, Programa de Rehabilitación” Tomado de: <http://www.cto-am.com/capsulitis.htm>
- [19] Rigidez del codo, (2016) “Características biomecánicas, ¿Qué lesiones pueden producir rigidez de codo?” Tomado de: <http://rehabilitacionpremiummadrid.com/blog/alvaro-guerrero/rigidez-en-el-codo>
- [20] Mahiques, A. (2016). Codo, Anatomía, Balance articular, Esqueleto, tomado de: <http://cto-am.com/codo.htm#Anatom%C3%ADa>
- [21] Mahiques, A. (2016). Epicondilitis-Epicondialgia. Sintomatología, Anatomía patológica, tratamiento, Ejercicios para epicondilitis. Tomado de: <http://cto-am.com/epicondilitis.htm>
- [22] Izquierdo M. (2008). *Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y el deporte*. Medica Panamericana, Madrid – Buenos Aires. Pág. 18-30. Tomado de https://books.google.com.co/books?id=F4I9092Up4wC&hl=es&source=gb_s_navlinks_s
- [23] Planos y ejes del ser humano. (2016) planos del cuerpo, centro de gravedad, ejes del cuerpo humano, movimientos fundamentales”, Tomado de: <https://es.scribd.com/doc/61000399/Planos-y-Ejes-Del-Cuerpo-Humano>
- [24] Velandia, C. (2016). Modelado, control y monitoreo de un exoesqueleto para asistir procesos de rehabilitación de pierna. (Tesis de pregrado) recuperado de: https://www.academia.edu/26931719/MODELADO_CONTROL_Y_MONITOREO_DE_UN_EXOESQUELETO_PARA_ASISTIR_PROCESOS_DE_REHABILITACION_EN_MIEMBRO_INFERIOR
- [25] Nitsch, J (2002). Entrenamiento de la técnica: contribuciones para un enfoque interdisciplinario. Recuperado de https://books.google.com.co/books?id=7FNOnuAmkoAC&pg=PA102&lpg=PA102&dq=modelamiento+de+hanavan&source=bl&ots=j-XLK9_8t3&sig=ob1c6Gdy1A8ZXq1SULeV8sA1prg&hl=es&sa=X&ved=0ahUKEWjn8Pu4_u3UAhVH8CYKHVjZBnQQ6AEIPjAJ#v=onepage&q=modelamiento%20de%20hanavan&f=false
- [26] Garcia, R (2017). Imagen diseño cuerpo humano visto desde el modelamiento de Hanaval. Tomado de

- <http://www.ramongarciagonzalez.portfoliobox.me/hanavan-human-model?image#3>
- [27] Drillis R, Contini R. (1966) Body Segment Parameters. New York, New York: Office of Vocational Rehabilitation. Tomado de <http://edge.rit.edu/edge/P13032/public/FinalDocuments/Detailed%20Analysis/Anthropometric%20Data/Drillis%20%26%20Contini.pdf>
- [28] Mas, D. Antonio, J. (2015). Análisis biomecánico estático coplanar. Ergonautas, Universidad Politécnica de Valencia. Tomada de: <http://www.ergonautas.upv.es/metodos/biomecanica/biomecanica-ayuda.php>
- [29] Ramon, G. (2009). Biomecanica deportiva y control de entrenamiento. Tomado de: https://books.google.com.co/books?id=40oBIHaKKqsC&pg=PA38&lpg=PA38&dq=centro+de+masa+longitud+del+segmento+proximal+y+distal&source=bl&ots=MUMqFHZD4k&sig=DPct57_bC6UCNQhyVjsh1g7L7Bc&hl=es&sa=X&ved=0ahUKEwi55YPkpu7UAhWIOiYKHSxaCRkQ6AEIMDAC#v=onepage&q=centro%20de%20masa%20longitud%20del%20segmento%20proximal%20y%20distal&f=false
- [30] Momento de inercia. (2010). Tomado de <https://gnelsonj.files.wordpress.com/2010/01/momentos-de-inercia.pdf>
- [31] Fernández, M., Rodríguez, L., Marcheco, I., Jimenez, N., Pallerols, L., Hechavarria, M., (2015). Sistema de ejercicios para una práctica de laboratorio. Tema: Momento de inercia. Tomado de http://www.lajpe.org/mar15/1503-950_Maikel.pdf
- [32] Análisis dinámico del sistema multicuerpo. (2017). Tomado de http://ocw.upm.es/ingenieria-mecanica/simulacion-en-ingenieria-mecanica/contenidos/teoria/T15_Analisis_dinamico_sistemas_multicuerpo.pdf
- [33] García de Jalón, J. & Bayo, E. Kinematic and Dynamic Simulation of Multibody Systems: The Real-Time Challenge. Springer-Verlag, 1994.
- [34] Zar, A,. (2016) *Estimación de fuerzas musculares durante el movimiento del brazo humano mediante optimización estático-fisiológica*. Universidad de la Coruña. tomado de: http://lim.ii.udc.es/docs/masterTheses/AlejandroZar/tfg_AlejandroZar.pdf
- [35] Avila, R., Prado, L., González, E. (2015). Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana. Tomado de https://www.researchgate.net/publication/31722433_Dimensiones_antropometricas_de_la_poblacion_latinoamericana_Mexico_Cuba_Colombia_Chile_R_Avila_Chaurand_LR_Prado_Leon_EL_Gonzalez_Munoz
- [36] Jaramillo, A. (2005). Cinemática de manipuladores robóticos. Tomado de

- [37] Universidad de Antioquia. (2016). Ubicación del centro de masa en el cuerpo humano. Tomado de
- [38] Vargas, L. (2016). Informe emitido por solicitud de estudiantes de la facultad de ingeniería electrónica Universidad Santo Tomas. Fisioterapeuta universidad Iberoamericana.
- [39] Reeducción del hombro, Benedicto forthomme, editorial paidotribo, 2007, página 22, 24, 147, 157.
- [40] Servomotores HD 2017. Pagina 7 tomado de:
http://www.harmonicdrive.net/hd/content/documents/fha_mini.pdf
- [41] Organización Mundial de la Salud (OMS). (2017). Discapacidad y salud. Tomado de. <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs352/es/>
Consultado el día 21/09/2016.
- [42] Biología humana. (2011). Articulaciones. Tomado de.
<http://biohumana35.blogspot.com.co/2011/06/articulaciones-diartrosis.html>