

UNIVERSIDAD DE LOS ANDES.
FACULTAD DE INGENIERÍA.
POSTGRADO EN INGENIERÍA MECÁNICA, MENCIÓN: DISEÑO Y
MANUFACTURA.

DISEÑO MECÁNICO DE UN DISPOSITIVO DE REHABILITACIÓN PARA
EL TOBILLO BASADO EN CUADRILÁTEROS ARTICULADOS

www.bdigital.ula.ve

Autor: Fernando Javier, Solano Boullon.

Tutores: Mary J. Vergara.

Sebastián, Provenzano.

Mérida, marzo de 2016.

C.C.Reconocimiento

RESUMEN

En el presente proyecto se presenta el desarrollo del diseño mecánico de un dispositivo de rehabilitación para el tobillo, basado en cuadriláteros articulados llevado a cabo haciendo uso de herramientas computacionales CAD (Computer-Aided Design) y CAE (Computer-Aided Engineering). El proceso inicia con una revisión de documentación sobre la biomecánica del complejo articular del tobillo, basado en lo cual se plantea la conceptualización de un diseño haciendo uso de AutoDesk Inventor, para ser analizado mediante simulaciones cinemáticas y cinéticas haciendo uso de WorkingModel y ADAMS View, para finalmente estudiar los estados de esfuerzos inherentes al prototipo mediante simulaciones por el método de los elementos finitos en Ansys Workbench. Durante el desarrollo del proyecto se plantean diversas alternativas para dar solución al problema planteado, se selecciona la opción más adecuada mediante el uso del análisis jerárquico de las alternativas y se procede al desarrollo de la misma. Dicho desarrollo sigue una naturaleza iterativa, a fin de lograr un resultado que se adapte adecuadamente a los requerimientos planteados para el diseño, logrando así los objetivos planteados. Para dar validez a los resultados obtenidos a través de los paquetes computacionales, se construye un prototipo físico a escala, que comparte todas las características cinemáticas con el diseño final presentado en el presente estudio, dicho diseño final, puede servir de referencia para estudios posteriores; en los cuales se podría aumentar la funcionalidad del sistema, a través de sistemas de control con la complejidad pertinente.

Palabras Clave: Biomecánica, Rehabilitación, Tobillo, Sistemas Mecánicos, Simulación, Ortesis.

Tabla de Contenidos

INTRODUCCIÓN	1
1. EL PROBLEMA	5
1.1 Planteamiento del Problema	5
1.2 Objetivos de la Investigación	9
1.3 Justificación de la Investigación	9
1.4 Limitaciones de la Investigación	11
1.5 Alcances de la Investigación	11
2. MARCO TEÓRICO	13
2.1 Bases Teóricas que Sustentan la Investigación	13
2.1.a Biomecánica, Ortopedia y Protésica	13
2.1.b Exoesqueletos Mecánicos	14
2.1.c Clasificación de los Exoesqueletos Mecánicos	14
2.1.d Aplicaciones de los Exoesqueletos Mecánicos	16
2.1.e Nociones de la Biomecánica de la Articulación del Tobillo	20
2.1.f Nociones de Antropometría Física	24
2.1.g Criterios para la Selección de Alternativas	26
2.2 Antecedentes de la Investigación	27
3. MARCO METODOLÓGICO	31
3.1 Diseño de la Investigación	31
4. SELECCIÓN DE ALTERNATIVAS DE DISEÑO, MATERIALES A UTILIZAR Y SISTEMAS DE ACTUACIÓN	36
4.1 Alternativas Estudiada para Eslabonamiento	36
4.2 Alternativas Estudiadas para Materiales a Utilizar	42

5. DESARROLLO, ANÁLISIS Y SIMULACIÓN DEL PROTOTIPO	46
5.1 Análisis y Simulación Cinemática Preliminar	46
5.2 Desarrollo Preliminar de la Geometría Mediante AutoDesk Inventor ..	51
5.3 Análisis de la Integridad Estructural del Sistema.....	56
5.4 Proceso de Refinación de la Geometría.....	64
5.5 Resumen de los Resultados.....	67
5.6 Análisis de Costos	68
5.6 Construcción del Prototipo	69
5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	72
5.1 Conclusiones.....	72
5.2 Recomendaciones.....	76
REFERENCIAS	78
ANEXOS.....	81

www.bdigital.ula.ve

INTRODUCCIÓN

A lo largo de la historia, el hombre ha buscado diversas maneras de tratar las lesiones físicas, en la búsqueda de reincorporar a aquellos individuos que sufren incidentes que limitan sus habilidades motrices han, surgido diversas técnicas de tratamiento, cuyos orígenes se pueden remontar al antiguo Egipto, 2000 años antes de Cristo. En este sentido la protésica, desarrollando dispositivos para sustituir los miembros afectados, y la ortotica, desarrollando dispositivos para controlar y potenciar habilidades motrices en los miembros afectados, han cobrado mucho valor a lo largo de los años, basando su desarrollo en conocimientos de fisiología, anatomía, mecánica y otras áreas afines.

Hoy en día, la robótica es una tecnología que en muchos casos puede acercar, a quienes interactúan con ella, a situaciones propias de la ciencia ficción. Son muchas las disciplinas que interactúan y hacen posibles los avances en este campo del progreso tecnológico; la mecánica, la electrónica, la informática, la inteligencia artificial y la ingeniería de control son algunos ejemplos de ellas. Los campos de aplicación que pueden tener sistemas robóticos bien estructurados parecen ser infinitos. Para observar un caso concreto, se puede ver que en Estados Unidos, se generó una fuerte aceptación hacia la robótica desde los finales de la década de 1980, y la tendencia a incluir dispositivos robóticos en diversas áreas de aplicabilidad se ha mantenido en auge hasta nuestros días (Craig, 2006).

Específicamente la ortotica es una disciplina que se puede potenciar, muy beneficiosamente, apoyándose en los avances de la robótica. Esto se puede fundamentar adecuadamente en la afirmación del autor antes mencionado, quien indica que “la robótica se relaciona en sí con el deseo de sintetizar algunos aspectos de la función humana mediante el uso de mecanismos, sensores, actuadores y computadoras”.

Asimismo es de vital importancia hacer notar que la biomecánica representa una disciplina que es imprescindible para lograr esquematizar los aspectos inherentes a la naturaleza humana a través de la robótica. En tal sentido, (Nordin, M. y Frankel, V., 2001) indican que “la biomecánica utiliza las aplicaciones de la mecánica clásica para el análisis de los sistemas biológicos y fisiológicos”, en este orden de ideas, se hace notar que la estática se relaciona directamente con la determinación de la naturaleza de las cargas a las cuales están sometidos los sistemas biológicos, la dinámica es ineludiblemente necesaria para el estudio del movimiento de estos sistemas. Por otra parte, la mecánica de sólidos representa el bastión del cual se pueden obtener las herramientas para estudiar y predecir el comportamiento de los mencionados sistemas bajo la acción de fuerzas externas, y finalmente, se tiene que la mecánica de fluidos está estrechamente vinculada con el estudio de fenómenos propios del sistema circulatorio o respiratorio de los seres vivos.

Es de resaltar que desde la década de 1960, el diseño de exoesqueletos y mecanismos ortóticos, ha representado una valiosa herramienta en la medicina de rehabilitación física. Un exoesqueleto es definido como el esqueleto externo continuo que recubre toda la superficie de los animales artrópodos (arácnidos, insectos, crustáceos, miriápodos y otros grupos relacionados), el cual cumple una función protectora, de respiración y otra mecánica, proporcionando el sostén necesario para la eficacia del aparato muscular. Sin embargo un pensamiento similar se ha adaptado en robótica para clasificar a dispositivos y sistemas que brindan ayuda para la realización de las distintas funciones motrices de un individuo (Solano, 2013). De tal forma se puede afirmar que es indudable que las ortesis pueden clasificarse como una forma médica de los exoesqueletos.

En la actualidad existen una enorme variedad de estructuras y dispositivos ortóticas utilizadas en el campo de la rehabilitación y la potenciación de las habilidades y funciones de los seres humanos. Estos dispositivos pueden poseer, o no, actuadores para generar los movimientos

deseados; de la misma manera pueden existir ortesis sin movimiento usadas en las primeras fases de rehabilitación de los individuos.

Las deficiencias y traumatismos que son tratados por este tipo de dispositivos son de diversa naturaleza y se enfocan en diversas partes de la anatomía humana. El presente proyecto consiste en el diseño mecánico de un prototipo para la rehabilitación de la articulación del tobillo y se encuentra dividido en 6 capítulos.

El Capítulo I presenta una visión general del problema planteado en la presente investigación; allí se establecen las bases que llevaron al investigador a iniciar este proyecto de investigación, se indican las interrogantes que buscan ser respondidas, los objetivos que son perseguidos y finalmente se enuncian la justificación y el alcance que tendrá el mencionado proyecto.

El Capítulo II expone los fundamentos teóricos que son necesarios para dar sustento al desarrollo del trabajo de investigación. En este se hace énfasis en conceptos teóricos relacionados con la ortótica, la robótica, la anatomía, la biomecánica, la antropometría física y otros campos del conocimiento relevantes para el contexto del presente estudio. Asimismo este capítulo permite hacer una exposición de algunos productos comerciales existentes y resultados obtenidos en otros trabajos de investigación que guardan estrecha relación con el actualmente presentado.

El Capítulo III hace referencia al marco metodológico, donde se explica el diseño de la investigación; la cual está basado en el proceso de diseño en Ingeniería Mecánica, en tal sentido se hace referencia a la retroalimentación inherente a este proceso, la cual cobra gran importancia en el presente estudio. De igual manera este capítulo permite determinar las herramientas que serán utilizadas para potenciar la eficiencia de cada fase del estudio. Por su parte el Capítulo IV expone los primeros pasos del proceso de diseño en Ingeniería Mecánica, presentando las primeras ideas y bosquejos realizados,

para posteriormente ser analizados y comparados para seleccionar así las mejores alternativas de solución para el problema planteado.

Seguidamente el Capítulo V sirve para describir el remanente del proceso de diseño llevado a cabo en el contexto del presente estudio, en tal sentido se detallan las etapas de desarrollo, análisis y simulación de la geometría desarrollada, asimismo se exponen y analizan los resultados obtenidos en cada uno de ellos. Finalmente en el Capítulo VI se presentan las conclusiones y recomendaciones del proyecto de investigación titulado Diseño Mecánico de un Dispositivo de Rehabilitación para el Tobillo Basado en Cuadriláteros Articulados.

www.bdigital.ula.ve

CAPÍTULO I

1. EL PROBLEMA

1.1 Planteamiento del Problema

Actualmente, es un hecho indiscutible que existen una gran cantidad de factores que pueden causar a los individuos caer en un estado de discapacidad física; la cual según Terrasse (2014), se define como “cualquier restricción o impedimento de la capacidad física para realizar una actividad en la forma o dentro del margen que se considera normal para el ser humano”. Factores congénitos, factores hereditarios, factores cromosómicos, accidentes, enfermedades degenerativas, enfermedades neuromusculares, enfermedades infecciosas, enfermedades metabólicas, entre muchas otras, se cuentan entre las posibles causas que podrían acarrear en un estado de discapacidad física.

En este orden de ideas, es importante resaltar a los accidentes, específicamente los de tránsito como una de las principales causas de discapacidad física en los individuos. Concretamente en la República Bolivariana de Venezuela, se pueden resaltar datos realmente alarmantes en este sentido.

Haciendo un pequeño repaso cronológico; tomando como punto de partida el primer trimestre del año 2012, de información referente al tema antes mencionado proporcionada por diversos medios informativos, se puede encontrar que de acuerdo a un artículo publicado por Méndez (2012) indica que en aquel momento, en el Hospital Central de la ciudad de San Cristóbal en el estado Táchira, el 60% de las camas ocupadas, eran utilizadas por conductores de motocicletas quienes habían sufrido severas lesiones óseas.

En octubre de 2012, la Asociación Venezolana para Prevención de Accidentes y Enfermedades, en su estudio titulado “Primer Estudio Nacional de Accidentes de Motos en Venezuela” indicó que durante los dos primeros trimestres de ese año, 964 personas fallecieron en accidentes viales donde existían motocicletas involucradas. En ese mismo período de tiempo, el número de lesionados por accidentes de esta naturaleza, ascendió a más de 10.000, de los cuales aproximadamente un 75% presentó lesiones graves en las extremidades inferiores, encontrándose que las fracturas en el fémur, la tibia y la articulación del tobillo son las más comunes. Otro punto a resaltar presentado en el mencionado estudio es que el 74% de los lesionados y fallecidos son jóvenes con edades comprendidas entre los 15 y 30 años.

Continuando esta revisión, se tiene que para marzo de 2013, El Universal, en un artículo titulado “Aumentan 52% los fallecidos por siniestros en motos” revela que el número de fallecidos por accidentes con motocicletas involucradas en el primer trimestre de ese año fue de 457, superando los 300 del año anterior. Esto permite intuir que el número de lesionados también se ha elevado en una proporción similar. Continuar la búsqueda de artículos e informaciones de esta naturaleza no hace más que comprobar el hecho irrefutable de que en Venezuela los accidentes viales donde los usuarios de motocicletas sufren lesiones físicas se presentan diariamente y, lamentablemente, cada vez con mayor frecuencia.

Queda claro que las personas que padecen accidentes que terminan traduciéndose en casos de discapacidad física, terminan inhabilitadas o limitadas para desarrollar una gran cantidad de actividades que pueden considerarse cotidianas. Adicionalmente, considerando que las personas que sufren este tipo de accidentes en nuestro país, en su mayoría se encuentran en plena edad productiva, se hace necesario indagar en esta situación para buscar de esta manera rehabilitar adecuadamente a estos individuos y reintroducirlos así al campo laboral de la manera adecuada. Es importante resaltar que de acuerdo a Terrasse (2014) la rehabilitación desde el punto de

vista médico se define como “el conjunto de medidas sociales, educativas y profesionales destinadas a restituir en el paciente minusválido la mayor capacidad e independencia posibles”.

Tomando lo anterior a consideración, resaltando el hecho de que las lesiones de las extremidades inferiores son las más comunes en este tipo de accidentes, se toma un problema específico como lo son las lesiones y fracturas en la articulación del tobillo, para realizar un trabajo de análisis e investigación del mismo buscando generar alternativas de rehabilitación viables y prácticas para aquellos individuos que lo requieran. Es pertinente resaltar que para Albornoz (2000) la articulación del tobillo es “el punto donde se unen la pierna y el pie. Está constituida por tres huesos: el peroné, la tibia que pertenecen a la pierna y el astrágalo que forma parte del pie”.

Se plantea perseguir lo expuesto anteriormente, siguiendo conocimientos en materias de biomecánica; definida por Bisbal, B y Gerez, M (2013) como “una disciplina científica que tiene por objeto el estudio de las estructuras de carácter mecánico que existen en los seres vivos”, y mecatrónica; la cual es definida por Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico de México (2014) como “una disciplina integradora que utiliza las bases de la mecánica, electrónica y tecnología de la información para proveer productos, procesos y servicios mejorados”. Todo esto complementado con aportes de ramas científicas como la fisiología, anatomía, medicina y otros campos afines.

En este punto es importante resaltar el hecho de que existen diversos dispositivos comerciales y prototipos, que permiten facilitar las labores de rehabilitación de la articulación del tobillo. Sin embargo, la presente investigación plantea simplificar el diseño, persiguiendo la utilización de mecanismos sencillos, como lo es el cuadrilátero articulado que se compone por tres barras móviles y una fija interconectadas por pares de revolución; los cuales se definen de acuerdo a Budynas (2006) como “uniones entre eslabones que permiten la rotación relativa de uno con respecto a otro”, estos

permiten que el sistema tenga un grado de libertad, que el autor citado anteriormente define como “el número de parámetros independientes que son requeridos en un sistema, para definir su posición en el espacio en cualquier instante de tiempo”. Asimismo se busca la implementación de materiales con fácil acceso en el mercado nacional y que gocen de una buena maquinabilidad; es decir, “la capacidad del material para ser mecanizado, el desgaste que crea en el filo y la formación de viruta que se puede obtener”, esta definición se basa en lo expuesto por Coromant (1998). En función de lo expuesto anteriormente, la presente investigación plantea las siguientes interrogantes:

- ¿Cuáles son las bases teóricas necesarias para el desarrollo de un prototipo de rehabilitación para la articulación del tobillo?
- ¿Qué tipo de sistemas mecánicos podrían apoyar de forma eficiente la rehabilitación de la articulación del tobillo?
- ¿Cuáles serían los resultados que generaría el proceso de modelado y simulación de un posible sistema mecánico para la rehabilitación de la articulación del tobillo?
- ¿Qué estados de cargas, esfuerzos y deformaciones se presentarían en el hipotético sistema mecánico para la rehabilitación de la articulación del tobillo?
- ¿Cuál es la factibilidad de construcción de un prototipo físico que permita validar los modelos virtuales?

En busca de dar respuesta a las interrogantes expresadas anteriormente, se plantea un proceso de diseño en Ingeniería Mecánica que de origen a un sistema mecánico que permita, de la manera más sencilla posible, el movimiento requerido por pacientes de un proceso de rehabilitación física que involucre la articulación del tobillo.

1.2 Objetivos de la Investigación

Objetivo General

Realizar el diseño mecánico de un sistema de rehabilitación para el tobillo basado en cuadriláteros articulados que pueda generar todos los movimientos naturales de esta articulación.

Objetivos Específicos

Establecer las bases y conocimientos teóricos en materia de biomecánica y otras áreas relacionadas con el desarrollo de sistemas de rehabilitación y medicina física.

Generar bocetos y esquemas de distintas potenciales soluciones al problema planteado.

Modelar la geometría del mecanismo seleccionado utilizando una herramienta CAD.

Simular el comportamiento dinámico del mecanismo seleccionado mediante el uso de una herramienta CAE.

Estudiar el estado máximo de esfuerzos mediante una herramienta CAE.

Generar planos detallados del prototipo.

Construir un prototipo físico que permita validar los modelos virtuales.

1.3 Justificación de la Investigación

Como ya se ha planteado, la cantidad de motocicletas que se pueden encontrar en nuestra ciudad, estado y país; aumenta considerablemente con el paso de los meses y tomando en cuenta datos suministrados por la Asociación Venezolana para Prevención de Accidentes y Enfermedades; citada con anterioridad, todas las previsiones apuntan a que lamentablemente el número de accidentes viales en los que se involucran vehículos automotores

de dos ruedas, aumentará de forma proporcional a la presencia de estos en las vías nacionales.

Es importante traer a colación que de acuerdo con (Centro Nacional de Investigación de Accidentes Viales, 2014); en su mayoría, los venezolanos que están inmiscuidos en accidentes viales donde se involucran motocicletas, se encuentran en una edad comprendida entre los 18 y 35 años de edad; por tanto es imperativo encontrar formas eficientes y prácticas para reincorporar a los mismos a la actividad productiva de forma adecuada.

Asimismo, vale la pena destacar que, en muchos casos los hospitales y centros de salud públicos, los casos de pacientes que requieren tratamientos de rehabilitación física, exceden las capacidades reales de dichos centros. Por ello en muchas ocasiones la eficiencia de dichos tratamientos, se ve mermada debido a la imposibilidad por parte del personal médico de brindar la atención requerida por cada uno de los pacientes. De igual manera se puede mencionar que, si bien existen diversas alternativas comerciales de sistemas que potencian y apoyan la rehabilitación física del tobillo y otras articulaciones, en la mayoría de los casos estos se encuentran fuera de las posibilidades económicas reales de los pacientes que los requieren.

Adicionalmente, la búsqueda de conseguir manufacturar un prototipo, basándose en la utilización de materiales de fácil acceso en el mercado nacional, puede servir como iniciativa para la introducción de sistemas mecánicos para la rehabilitación física que cuenten con calidad, alta eficiencia y bajos precios al mercado nacional. Esto sería de gran beneficio para el sector salud del país; ya que daría la posibilidad de adquisición de estos equipos a los hospitales y centros de salud públicos del mismo, así como a la población en general.

1.4 Limitaciones de la Investigación

Es de gran importancia, tomar en consideración el hecho de que el proceso de diseño que se plantea en el presente proyecto, ha sido programado para desarrollarse en un espacio de tiempo limitado; correspondiente a 16 semanas. En este sentido, se debe acotar que el proceso de diseño en Ingeniería Mecánica es un proceso iterativo, y en muchos casos prototipos ya construidos, deben ser completamente rediseñados para alcanzar un diseño óptimo.

A través del presente proyecto, se pretende obtener un dispositivo funcional y que cumpla los requerimientos de diseño planteados, considerándose imperativo el no exceder el lapso de tiempo establecido para el desarrollo del mismo; por esta razón, es posible que en un futuro se puedan generar configuraciones de sistemas mecánicos que cumplan los requerimientos con una mayor eficiencia tomando como base los conocimientos generados en la presente investigación.

1.5 Alcances de la Investigación

Se ejecutará el proceso de diseño de un sistema mecánico, que permita generar una serie de movimientos alternativos; tales, que puedan simular todos los movimientos naturales de la articulación del tobillo humano. En función de alcanzar esta meta se plantea una primera etapa de investigación, donde se incluye una amplia revisión de las bases teóricas necesarias para sustentar el proyecto y los antecedentes pertinentes al mismo. Posteriormente, se procederá a realizar una síntesis de posibles configuraciones de mecanismos cuadriláteros articulados que permitan satisfacer las necesidades planteadas; dicha configuración será modelada en un paquete CAD, para su posterior análisis mediante herramientas CAE, para estimar de esta manera los estados de carga y esfuerzos que estarán presentes en el sistema; esto permite seleccionar los materiales que se utilizaran en el diseño, tomando en

cuenta que uno de los requerimientos preliminares de diseño, consiste el uso de materiales de fácil acceso en el mercado nacional y con los menores precios posibles. Finalmente se elaborarán planos detallados del sistema mecánico para proceder a la manufactura de un prototipo físico que permita validar los resultados virtuales.

www.bdigital.ula.ve

CAPÍTULO II

2. MARCO TEÓRICO

2.1 Bases Teóricas que Sustentan la Investigación

2.1.a Biomecánica, Ortótica y Protésica

Considerando la naturaleza del presente proyecto es de vital importancia definir los campos de investigación que enmarcan el área de investigación. En este sentido se debe resaltar la biomecánica un área del conocimiento íntimamente ligada con el desarrollo de este tipo de prototipos; es de carácter interdisciplinario y se dedica al estudio de los modelos, fenómenos y leyes que sean relevantes en los estados de reposo y movimiento de los seres vivos. El estudio de los sistemas de carácter mecánico presentes en el cuerpo humano, es fundamental para esta disciplina tecnológica. Se fundamenta principalmente en conocimientos de ingeniería, mecánica, anatomía y fisiología. (Solano, 2013)

Por otra parte la ortótica; del inglés *orthotics*, es la rama del conocimiento relacionada con el diseño, fabricación y aplicación de ortesis, es decir, de aparatos ortopédicos que apoyen o corrijan las funciones motrices de los miembros o el torso. Dentro de las diversas que pueden cumplir las ortesis se encuentran el limitar o guiar los movimientos de una parte del cuerpo, ayudando a las rehabilitaciones necesarias luego de lesiones y fracturas (Solano, 2013)

Es importante diferenciar la ortótica de la protésica (*prosthetics* en inglés); ya que esta última se encarga de lo relacionado con prótesis; es decir, aparatos externos utilizados para reemplazar completa o parcialmente un segmento o la totalidad de un miembro ausente o deficiente (Solano, 2013).

Esto refleja que estas disciplinas se diferencian básicamente en que una de ellas; la ortótica, no consiste en la sustitución de partes del cuerpo, sino en la utilización de dispositivos aplicados externamente al mismo.

2.1.b Exoesqueletos Mecánicos

En el campo de la robótica un exoesqueleto puede ser definido como una estructura rígida que brinda soporte a las funciones motrices de un individuo. La interacción entre el usuario y un exoesqueleto se da mediante el contacto físico entre ellos; a partir de este se pueden enviar señales o transmitir potencia de uno a otro. Considerando este contacto durante la interacción, se debe resaltar que en el diseño de cualquier elemento de este tipo se deben tratar con especial cuidado parámetros como el tamaño, la disposición y el peso del exoesqueleto. (Ruiz, 2008)

La naturaleza de estos dispositivos permite que sean catalogados como ortosis, los cuales debido a su forma de interacción con el usuario debe poseer una interfaz que considere las características del tejido blando del sistema muscular (Ruiz, 2008).

2.1.c Clasificación de los Exoesqueletos Mecánicos

Existen una gran variedad de formas de clasificación para los exoesqueletos mecánicos; en función de su aplicación, del uso, o no, de actuadores, del tipo de actuador que utiliza, de la parte del cuerpo para la cual está diseñada y otras más. Una forma práctica de clasificación para los exoesqueletos robóticos tiene que ver con la portabilidad de los mismos. La figura 1 esquematiza los dos grandes grupos existentes en esta clasificación.

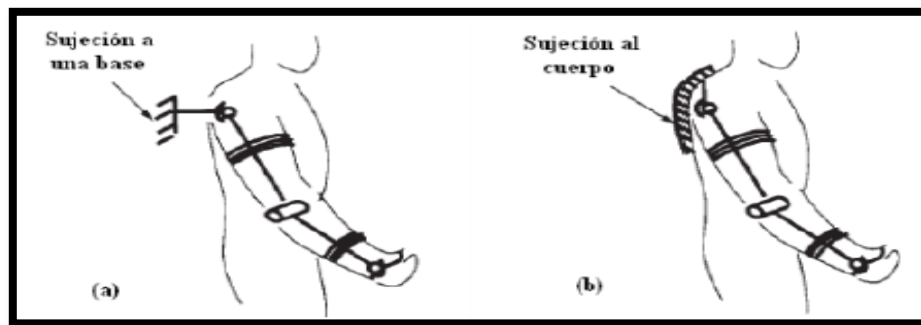


Figura 1. Clasificación de los Exoesqueletos de acuerdo a su portabilidad. (Pacheco, 2012)

- **Exoesqueletos Portátiles**

Son dispositivos que utilizan como soporte total para su peso al propio usuario o a un elemento móvil que se puede desplazar con facilidad con el usuario. Un ejemplo claro de este tipo de dispositivos es una silla de ruedas. El hecho de que la sujeción sea de este tipo trae como consecuencia, en muchos casos, fuerzas de reacción sobre el mismo usuario. Este tipo de exoesqueletos presentan un bajo volumen y peso para poder ser portables sin generar problemas a los usuarios. Normalmente están destinados al tratamiento de manos o brazos y el número de actuadores debe ser mínimo para facilitar su movilización. (Ruiz, 2008)

- **Exoesqueletos No Portátiles**

La sujeción que brinda el soporte a estos dispositivos no es móvil, sino por el contrario se encuentra en un elemento fijo, como una pared o el suelo. Se utiliza esta configuración cuando la complejidad del exoesqueleto es grande y se tiene un volumen y/o un peso elevado o cuando es necesario simplificar y economizar diseños. Trae como ventaja que el peso y el número de actuadores no son limitantes de diseño ya que el peso y las fuerzas de reacción se transmiten a esta base fija y no al usuario. (Ruiz, 2008)

2.1.d Aplicaciones de los Exoesqueletos Mecánicos

Los campos de aplicación que pueden tener los sistemas exoesqueletos mecánicos son extremadamente extensos; estos sistemas normalmente poseen sistemas de control para gobernar su funcionamiento. En este sentido la robótica es la rama tecnológica que se relaciona de forma más íntima con el desarrollo de exoesqueletos, permitiendo la conexión entre todo lo relacionado con los miembros físicos y los componentes de control de estos dispositivos. Las primeras aplicaciones de sistemas exoesqueleticos robóticos estaban orientadas al campo militar; los desarrolladores tenían como objetivo potenciar las habilidades físicas de los soldados. Sin embargo, una vez que fue transcurriendo el tiempo, surgieron importantes aplicaciones en el campo de la medicina, especialmente en la medicina de rehabilitación. De forma general se puede decir que los sistemas exoesqueleticos pueden cumplir las siguientes aplicaciones:

- **Amplificadores de Potencia:**

Son dispositivos que se pueden hacer muy familiares para todos gracias a la ciencia ficción. Tienen como función recibir una señal de control para realizar una acción y amplificar la potencia en el movimiento que se pretende realizar de modo que el usuario solo perciba una pequeña porción de la fuerza genera el mecanismo. Bleex Exoskeleton (figura 2) es un buen ejemplo de este tipo de dispositivos; fue presentado por Adam Zoss en la Universidad de California; este es capaz de aumentar las capacidades físicas de los soldados para que puedan levantar cargas relativamente elevadas. (Ruiz, 2008)



Figura 2. Bleex Exoskeleton. (Pacheco, 2012)

- **Asistencia y Compensación Funcional**

La asistencia personal es considerada uno de los puntos con más expansión dentro de la robótica moderna; el envejecimiento de las poblaciones en los países con más desarrollo es uno de los factores que más ha impulsado esta tendencia.

Este tipo de exoesqueletos funcionan como un dispositivo ortésico que ayuda al usuario aumentando o asistiendo el movimiento de distintas articulaciones. Esto permite reducir considerablemente la dependencia de muchos pacientes. (Pacheco, 2012)

- **Dispositivo para Rehabilitación Háptica**

Este tipo de dispositivos permiten generar la sensación en el usuario de estar interactuando directamente con un entorno externo, que puede ser virtual o remoto. Tienen gran aplicación dentro de la medicina y el ejemplo más representativo de esta clasificación podrían ser los robots quirúrgicos Da Vinci (figura 3) (Pacheco, 2012).



Figura 3. Robot Quirúrgico Da Vinci. (Blanco, 2013)

- **Rehabilitación y Entrenamiento Motor**

Los accidentes cerebro-vasculares o las lesiones en la medula espinal, pueden generar paralización; bien sea parcial o total, de los miembros, ya sean superiores o inferiores, de un individuo. Las terapias de rehabilitación tienen como objetivo recuperar la función motora de las extremidades, mejorar los movimientos de coordinación y prevenir complicaciones secundarias.

En aplicaciones de rehabilitación, el exoesqueleto robótico permite asistir en diversas terapias tanto activas como pasivas. De este modo, emula y replica los movimientos y ejercicios que un fisioterapeuta puede hacer mientras trabaja con un paciente (Ruiz, 2008). En la figura 4 se puede apreciar un ejemplo de un dispositivo que cumple este tipo de funciones.

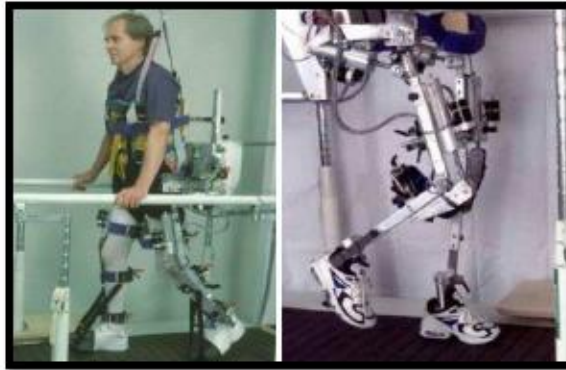


Figura 4. Ejemplos de Exoesqueletos Usados para Rehabilitación. (Pacheco, 2012)

Considerando la capacidad de los sistemas exoesqueleticos para aplicar fuerzas dinámicas independientes sobre diversos segmentos y articulaciones del cuerpo; estos pueden ser empleados para realizar experimentos y estudios del movimiento humano, biomecánica, control motor, adaptación e investigación neuromotora.

En el campo de la biomecánica es de gran valor el disponer de una herramienta que permita estimar y cuantificar los efectos relativos a diversas disfunciones motoras y obtener diversos parámetros de los miembros, ya sean superiores o inferiores. Las investigaciones neurofisiológicas y de control motor se ven altamente beneficiadas mediante el uso de manipuladores que permiten movimiento plano, a través de la aplicación de fuerzas controladas. En los estudios para la comprensión de los mecanismos en los trastornos de movimiento, los exoesqueletos proporcionan información durante la realización de tareas motoras bajo diferentes condiciones mecánicas y pueden convertirse en una herramienta tanto de diagnóstico como de estimación para cuantificar disfunciones motoras. Además, los sistemas exoesqueleticos pueden ser usados para explorar experimentalmente los efectos de diferentes medicamentos en la recuperación de pacientes que padezcan disfunciones neuro-motoras y trastornos de movimiento.

2.1.e Nociones de la Biomecánica de la Articulación del Tobillo

No es posible hablar de la biomecánica del complejo articular del tobillo sin hacer referencia al pie; ya que ambos elementos se encuentran estrechamente relacionados entre sí. En este sentido es importante hacer notar que el pie, es un elemento integral del miembro inferior y que permite que la marcha humana sea suave y estable, por su parte el complejo articular del tobillo, se encarga de transferir la carga desde la extremidad inferior hasta los puntos de apoyo del pie, y a su vez influye de forma inherente en la orientación del pie con respecto a su plano de apoyo.

En este orden de ideas, es importante recalcar que desde un punto de vista anatómico, el pie es un conjunto conformado por 28 huesos diferentes (Nordin, M. y Frankel, V., 2001), con movimientos relativos estrechamente vinculados entre sí; donde su fisiología le permite actuar como un cuerpo rígido o con un comportamiento bastante flexible, según sean las necesidades de cada instante particular. Por su parte el complejo articular del tobillo, está compuesto básicamente por tres huesos que forman lo que se conoce como la mortaja del tobillo; donde confluyen las articulaciones tibio-astragalina, peroneo-astragalina y tibio-peronea (figura 5).

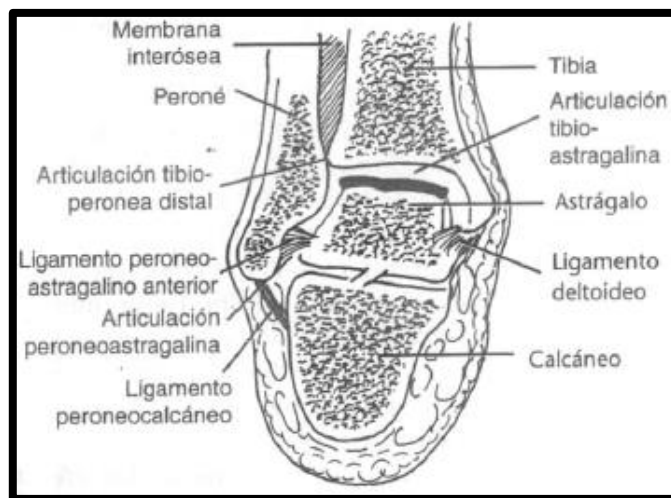


Figura 5. Complejo Articular del Tobillo. (Nordin, M. y Frankel, V., 2001).

Para comprender adecuadamente la biomecánica del complejo articular del tobillo, se debe prestar especial atención a la estrecha interrelación entre la rotación de la extremidad inferior y la orientación del pie, las funciones que cumplen los distintos ligamentos y músculos involucrados, y el movimiento de cada uno de los elementos del tobillo, entre otros aspectos fundamentales. Asimismo es de gran importancia que los cambios patológicos en la estructura o movimiento del tobillo o del pie, pueden afectar de forma trascendental en la estabilidad y otras funciones relevantes que cumplen estos elementos durante la marcha.

- **Cinemática del Pie**

Para entender la cinemática del pie vale la pena recordar que el movimiento de cualquier elemento del cuerpo humano se puede referenciar en base a tres planos (transverso, sagital y frontal) y tres ejes principales de movimiento (vertical, sagital y frontal) (Nordin, M. y Frankel, V., 2001), como se puede observar en la figura 6.

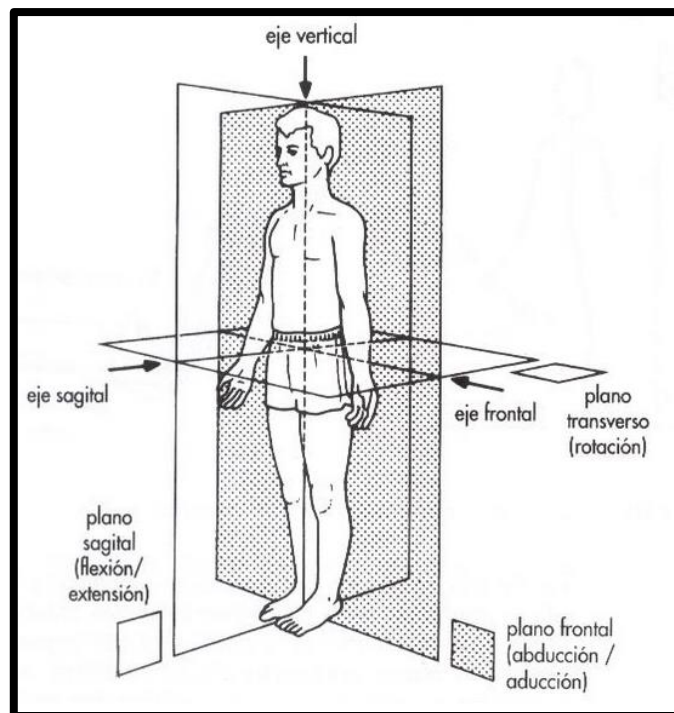


Figura 6. Planos y Ejes Principales del Cuerpo Humano. (Nordin, M. y Frankel, V., 2001).

En función de lo expuesto anteriormente, se tiene que el complejo articular del tobillo puede permitir movimientos de rotación pura en torno a tres ejes paralelos a los ejes principales del cuerpo (vertical, sagital y frontal). El eje paralelo al eje frontal, se corresponde con la articulación tibio-astragalina y tiene que ver con los movimientos de flexo-extensión sobre el plano sagital. El eje paralelo al eje vertical que se corresponde con el eje longitudinal de la pierna y permite movimientos de abducción y aducción sobre el plano transversal. Por su parte el eje paralelo al eje sagital, está asociado a los movimientos de pronación y supinación, condicionando así la orientación del pie (Bisbal, B y Gerez, M, 2013).

En relación a los movimientos de flexión y extensión asociados al complejo articular del tobillo, de acuerdo con Blanco (2013) se tiene que la flexión se entiende como “el movimiento que aproxima el dorso del pie a la cara anterior de la pierna. Su amplitud es de 20,3 a 29,8 grados” por su parte la extensión se define como “el movimiento que aleja el dorso del pie de la cara anterior de la pierna. Su amplitud es mayor que la de la flexión y va de unos 37,6 a 45,8 grados”. Son múltiples los factores que limitan el rango de estos movimientos en este complejo articular; óseos, musculares, asociados a los ligamentos, sin embargo, no es menester del presente trabajo de investigación ahondar en estos aspectos.

En cuanto a lo que tiene que ver con los movimientos de supinación y pronación del tobillo, que se asocian con la rotación con respecto al eje sagital, se encuentra que los valores máximos de amplitud van desde 14,5 a 22,0 grados para la supinación y de 10,0 a 17,0 grados para la pronación. Finalmente los movimientos asociados al eje vertical tienen amplitudes máximas que se encuentran en valores comprendidos entre 15,4 y 25,9 grados para la abducción y 22 a 36

grados para la aducción (Blanco, 2013). Lo recientemente expuesto, se resume en la figura 7 y la tabla 1.

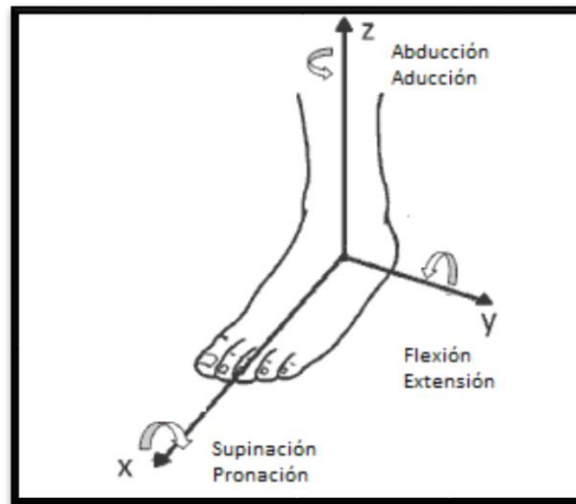


Figura 7. Movimientos del complejo articular del tobillo.

Tabla 1. Rangos de movimientos del complejo articular del tobillo.

Tipo de Movimiento	Amplitud Máxima (deg)
Flexión	29,8
Extensión	45,8
Supinación	22,0
Pronación	17,0
Abducción	25,9
Aducción	36,0

- **Consideraciones Sobre la Masa Asociada a Cada Segmento del Cuerpo Humano.**

En general el centro de gravedad de un cuerpo se puede definir como el punto de aplicación de la componente que resulta de la adición de las fuerzas de gravedad que actúan sobre las distintas partes de un cuerpo, de manera que el momento generado por esta resultante aplicada en dicho centro, con respecto a cualquier punto, es el mismo

que el producido por el peso total de la masa que compone dicho cuerpo (Solano, 2013).

Tomando en consideración que el dispositivo planteado debe ser capaz de mover el peso muerto de una porción de la extremidad inferior, vale la pena recordar los trabajos realizados por Dempster (1955) y Clauser (1969), así como los ajustes realizados por Hinrichs (1990) a las conclusiones de los trabajos antes mencionados; a partir de lo cual se establecieron parámetros que identifican la porción del peso total que aporta cada segmento del cuerpo humano (Soto, V.M. y Gutiérrez, M., 2014); esto se puede apreciar en la tabla 2.

Tabla 2. Parámetros Inerciales del Cuerpo Humano.

Segmento	Porcentaje de Masa (%)
Cabeza y Cuello	7.3
Tronco	50.7
Brazo	2.6
Antebrazo	1.6
Mano	0.7
Muslo	10.3
Pantorrilla	4.3
Pie	1.5

2.1.f Nociones de Antropometría Física

En general la antropometría es conocida como la técnica de obtención y recolección de datos de medidas del cuerpo humano, que describan confiablemente las características de un determinado grupo, etnia o población. La antropometría aplicada al diseño es el uso de métodos validados de medición física de una población específica. El resultado de las mediciones sirve para dimensionar un producto y a establecer así, una estrategia para considerar como el objeto se ajustará a las dimensiones de la población para la cual se encuentra enfocado (Solano, 2013).

Las dimensiones antropométricas de un estudio dado son ordenadas por medidas y se describen en percentiles. Estos son definidos por (Ortiz N. , 2013) “El percentil es el valor que divide un conjunto ordenado de datos estadísticos de forma que un porcentaje de tales datos sea inferior a dicho valor”. Esto implica que el uso de esta información es vital en el diseño, debido a que permite determinar adecuadamente las dimensiones del mismo para ser apropiadas para sus usuarios. Sin embargo, se debe considerar que en función del tipo de producto que este siendo desarrollado existirán factores con impacto relevante en la ejecución del mismo como: tiempo de desarrollo del proyecto, inversión económica o desarrollo tecnológico, de modo que el diseñador deberá decidir cómo configurar las características del producto para que responda a la interacción usuario-objeto. En este sentido y a manera general se pueden establecer algunas características que diferencian marcadamente la selección de distintos percentiles antropométricos para el dimensionamiento.

www.bdigital.ula.ve

- **Percentiles Antropométricos**

- a.) **Percentil 50%:** tiene como principal limitante el hecho de que el grupo poblacional beneficiado es muy pequeño, generalmente el usuario se debe adaptar al producto (lo cual es contraproducente), sin embargo su implementación en el diseño de productos es una tarea sencilla (Ortiz N. , 2013).
- b.) **Percentil 25%-75%:** El 50% de la población a la que se encuentra dirigido el producto es satisfecha por este percentil, sin embargo esto trae como consecuencia el aumento de tiempo de diseño y la complejidad del mismo lo que trae consigo mayores costos asociados. Los productos que satisfacen este percentil implican un reto mayor para los diseñadores (Ortiz N. , 2013).
- c.) **Percentil 5%-95%:** El 90% de la población seleccionada es beneficiada; aumentando así el tiempo de investigación y desarrollo,

lo que trae consigo un impacto en la inversión económica que se realiza para desarrollar el producto. La complejidad del diseño aumenta, considerando que el producto tiene que adaptarse al 90 % de la población seleccionada de modo que comúnmente son proyectos interdisciplinarios (Ortiz N. , 2013).

2.1.g Criterios para la Selección de Alternativas

Es normal encontrar en textos, literatura y trabajos de investigación el uso de algoritmos matemáticos complejos para apoyar el proceso de evaluación y selección de alternativas; sin embargo, también se debe resaltar la existencia de procedimientos heurísticos, con un muy buen grado de eficiencia, basados en soporte técnico y producto de la práctica en la evaluación y selección de alternativas (Solano, 2013).

En este sentido, vale la pena sacar a colación la metodología del proceso analítico jerárquico (AHP); la cual de acuerdo con Guerra (2003) “es una técnica estructurada cuya función es la organización y el análisis de decisiones complejas, esto fundamentado en herramientas matemáticas y psicológicas”. Básicamente esta metodología, permite asignar valores cuantitativos para ponderar cada una de las variables pertinentes en la comparación de dos o más alternativas, de igual manera permite cuantificar el nivel en el cual cada una de las alternativas comparadas satisface los requerimientos planteados; de esta forma permite al investigador comparar cuantitativamente una serie de alternativas para seleccionar la más adecuada. El uso del AHP, permite eliminar en cierto grado la subjetividad que puede existir al momento de la toma de decisiones en los procesos de diseño, o en cualquier otro proceso en general.

2.2 Antecedentes de la Investigación

La inmersión de la robótica en el campo de la rehabilitación física ha tenido gran impacto en los últimos años, tanto a nivel académico, como a nivel comercial existen infinidad de desarrollos de dispositivos que van orientados a la recuperación física de algún segmento del cuerpo humano. Las articulaciones, dada su movilidad, han sido objeto de numerosos estudios que han dado como resultado la implementación de diversos mecanismos y sistemas multicuerpo que tienen como objetivo simular los movimientos de estas, para poder así tener utilidad dentro de los procesos de rehabilitación. A continuación se hace una pequeña revisión sobre los dispositivos considerados más relevantes por parte del investigador, planteados para ser usados en las distintas etapas de rehabilitación del complejo articular del tobillo.

En primer lugar, se puede considerar el trabajo realizado por Gómez y Pinto (2003) en la Universidad Industrial de Santander, titulado “Estudio Biomecánico y Diseño de un emulador de Tobillo Articulado para Prótesis de Miembro Inferior”, en el cual se presentó un modelo multicuerpo conformado un conjunto de cuerpos conectados mediante el uso de pasadores lisos y resortes, que permiten emular ciertas características de la cinemática del complejo articular objeto del presente estudio, consiguiendo aproximar de forma satisfactoria el desempeño del dispositivo con el de la articulación natural durante el desarrollo de la marcha humana, el dispositivo puede apreciarse en la figura 8.

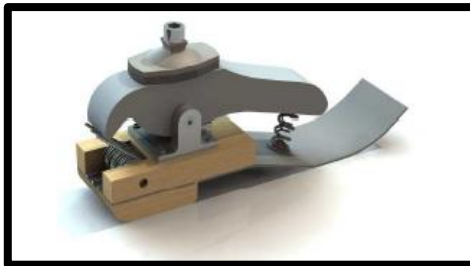


Figura 8. Prototipo Presentado por Gómez y Pinto. (Gomez, C. y Pinto, W., 2008)

Otro estudio de relevancia, es el que fue llevado a cabo por Andruja (2010) en el Instituto Politécnico Nacional de México, titulado “Rehabilitador para Tobillo por Movimiento Pasivo (Automatizado)”, donde se plantea el uso de una plataforma móvil accionada por tres cadenas cinemáticas independientes para buscar simular los movimientos naturales de la articulación del tobillo, los esquemas del sistema planteado por el mencionado autor se pueden apreciar en la figura 9.

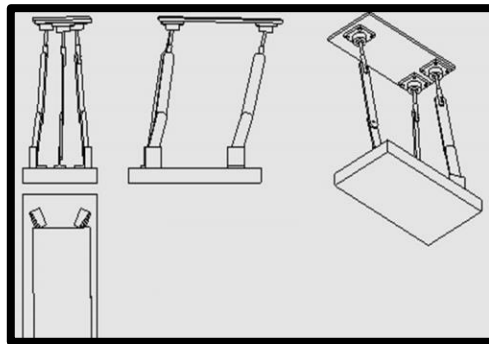


Figura 9. Prototipo Presentado por Andruja. (Andruja, 2010)

Asimismo, el trabajo realizado por Alcocer (2012), titulado “Principales Tendencias en el Desarrollo de Dispositivos para la Rehabilitación del Tobillo”, se hace una importante revisión de dispositivos desarrollados para tratar la rehabilitación del tobillo desde distintas perspectivas; en este sentido la figura 10, muestra los modelos comerciales JACE y Optiflex basados en sistemas sencillos de uno y dos grados de libertad, respectivamente, para simular parcialmente la cinemática de la articulación objeto de estudio.

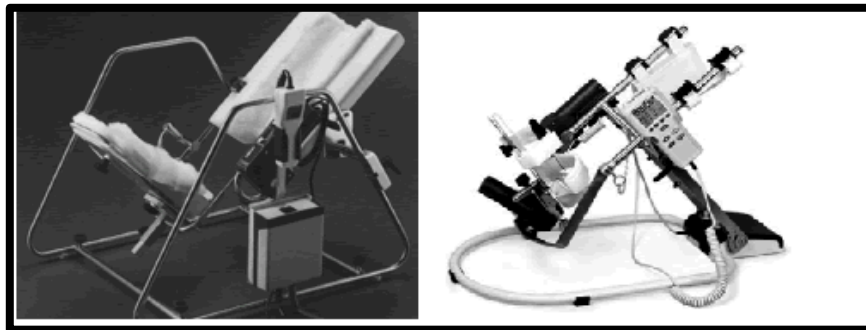


Figura 10. Dispositivos JACE (izq) y Optiflex (dcha). (Alcocer, 2012)

Continuando con la revisión del trabajo antes mencionado, se encuentran prototipos presentados por distintas universidades y centros de investigación basados en mecanismos similares a los mostrados anteriormente y finalmente se ofrece una propuesta en la que se plantea el uso de dos cadenas cinemáticas cerradas del tipo revolución-revolución-esférico (RRS), un esquema del sistema planteado se observa en la figura 11.

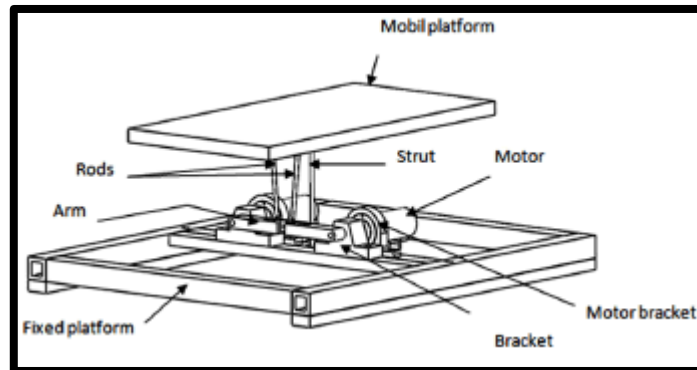


Figura 11. Prototipo RRS. (Alcocer, 2012)

Ahora bien, desde el punto de vista comercial la casa de equipos médicos DeRoyal es una de las más importantes en cuanto al desarrollo de ortesis móviles para apoyar el proceso de rehabilitación de las articulaciones. Para el caso puntual al que hace referencia esta investigación; la articulación del tobillo, presentan el producto DeRoyal Ankle, el cual utiliza un pequeño actuador neumático para inducir movimientos de flexo-extensión a la articulación (DeRoyal.com, 2014), este se puede observar en la figura 12.



Figura 12. Modelo DeRoyal Ankle. (DeRoyal.com, 2014)

Es importante hacer notar, que existen en la actualidad una amplia gama de desarrollos en lo que se refiere a dispositivos que puedan intervenir en la rehabilitación del tobillo, asimismo se aprecia que no existe una convergencia clara hacia una topología de cadenas cinemáticas o mecanismos, sino que por el contrario existen una gran variedad de configuraciones donde cada una de ellas busca sacar provecho de ciertas ventajas particulares. Esta situación es beneficiosa, ya que permite que las nuevas propuestas tengan una gama variada de alternativas para poder ser comparadas y de esta forma se puede tener una buena idea de su eficiencia en relación al resto de opciones disponibles en la actualidad.

www.bdigital.ula.ve

CAPÍTULO III

3. MARCO METODOLÓGICO

3.1 Diseño de la Investigación

El diseño de la presente investigación se encuentra dividido en diversas etapas, las cuales están destinadas a cubrir las diversas necesidades del proceso de diseño en ingeniería mecánica. La primera etapa consiste en la recolección de datos teóricos para generar las bases sobre las cuales se sustenta el proyecto, la segunda etapa consiste en la selección de las herramientas pertinentes para facilitar el proceso de diseño en sus diversas fases, la tercera etapa consiste en la evaluación de diferentes alternativas para la solución del problema planteado, seleccionando así la más adecuada y permitiendo de esta manera el estudio cinemático y cinético del mismo mediante una simulación dinámica; lo cual comprende la cuarta etapa, la quinta etapa consiste en el análisis de esfuerzos; lo que permite verificar el dimensionamiento del prototipo, finalmente la sexta etapa incluye lo asociado a la ingeniería de detalle y la construcción del prototipo. Es importante resaltar que el proceso a seguir en la investigación es iterativo, repitiéndose así distintas etapas del proceso, para lograr de esta manera un diseño con mayor eficiencia. A continuación se ofrece una breve sinópsis de lo inherente a cada una de las etapas de desarrollo de la presente investigación:

3.1.a Recolección de Datos

Para la recolección de datos se manejaron dos estrategias diversas que permitieron generar la mayor cantidad de información pertinente posible.

- **Consultas a Expertos:** Dichas consultas permitieron aclarar parámetros utilizados en la aplicación de ejercicios de rehabilitación

para la articulación del tobillo; de la misma manera permitieron corroborar datos obtenidos en la web sobre el comportamiento del complejo articular objeto del presente estudio.

- **Revisión Bibliográfica y Electrónica:** La revisión bibliográfica permitió determinar los principales elementos asociados con la biomecánica del tobillo; especialmente con lo inherente a la cinemática de esta. De igual forma dicha revisión permitió conocer estudios anteriores relacionados con el presente proyecto para de esta manera poder aprovechar experiencias previas de otros investigadores.

3.1.b Selección de Herramientas

El proceso de diseño en ingeniería mecánica, representa un camino complejo en el cual se deben realizar una gran cantidad de actividades y manejar diversas variables simultáneamente para obtener resultados adecuados. Por tanto, se tiene que hoy en día el uso de herramientas computacionales para mejorar la eficiencia de dichas actividades es una práctica que todo diseñador debe seguir para poder satisfacer las demandas y requerimientos de los productos, y de esta manera generar diseños con mayor rapidez y calidad. Es por esto que en el presente proyecto se hizo uso de herramientas CAD y CAE en las diversas etapas del mismo; dichas herramientas fueron seleccionadas buscando aquellas con las cuales se pudiese obtener la mejor calidad, versatilidad y confiabilidad. Las herramientas manejadas en esta investigación fueron:

- **Expert Choice:** se trata de un software que permite llevar a cabo el proceso de análisis jerárquico de alternativas (AHP), lo que permitió reducir la subjetividad en la etapa de selección del eslabonamiento, mecanismos de actuación y materiales a utilizar.
- **Working Model:** esta es una herramienta CAE que permite el análisis cinemático y cinético de sistemas multicuerpo con movimientos en planos paralelos, fue utilizado en las primeras etapas

de diseño, para generar nociones sobre las dimensiones aproximadas de los sistemas cuadriláteros articulados.

- **ADAMS View:** MSC ADAMS (Automatic Dynamic Analysis of Mechanical Systems) son un conjunto de licencias de programas desarrolladas por la compañía MDI (Mechanics Dynamics, Inc.) los cuales forman parte del repertorio de MSC software. Específicamente la licencia MSC ADAMS View permite el modelado, análisis y optimización de prototipos virtuales de productos, permitiendo investigar y analizar sus propiedades incluso antes de generarse el primer prototipo físico. Este paquete permitió el análisis cinemático y cinético del sistema para determinar el estado crítico de cargas y otros parámetros de interés asociados a estos estudios.

- **Autodesk Inventor:** Inventor es una herramienta computacional que permite diseñar modelos precisos de prototipos virtuales en tres dimensiones, permitiendo el análisis de forma, ajustes y funciones, de igual manera esta herramienta puede compartir datos y elementos con otros paquetes; lo que fue ideal para la presente investigación porque permitió aprovechar la versatilidad para el modelado que este ofrece, y utilizar así dichos modelos para ser analizados en otros paquetes.

Esta herramienta sirvió para el levantamiento de la geometría del prototipo virtual para su posterior análisis, asimismo fue de gran utilidad para el desarrollo de la ingeniería de detalle.

- **ANSYS Workbench:** ANSYS Workbench es un revolucionario entorno de trabajo que permite integrar en una sola herramienta desde los análisis preliminares más simples hasta los más complejos estudios de detalle y validación.

Este paquete generó el análisis estructural asociado al cálculo de esfuerzos, deformaciones y factores de seguridad de los eslabones

del prototipo virtual, permitiendo mediante el análisis de resultados el establecimiento de dimensiones adecuadas para el prototipo.

3.1.c Selección de Alternativas

En función de los requerimientos de diseño se generaron diversas alternativas de solución, donde el uso de mecanismos cuadriláteros articulados se tomó como premisa. En función de esto se consideró la posibilidad de usar los distintos eslabones de estos eslabonamientos para inducir los movimientos a la articulación. Asimismo se consideraron diversos sistemas de actuación para los mecanismos y la posibilidad de manufacturar el prototipo final con una variedad de posibilidades en cuanto a lo referido a los materiales.

Para facilitar y optimizar el proceso de selección de alternativas, se utilizó la metodología del Proceso Analítico Jerárquico (AHP); de esta manera se buscó eliminar la subjetividad en la toma de decisiones, ya que se establecieron parámetros bien sustentados que definen las condiciones deseables que deben poseer las alternativas y como se adecuan cada una de ellas a los parámetros mencionados. Con los resultados de esta etapa bien definidos, se procedió a la siguiente etapa del proceso.

3.1.d Generación de la Geometría

Una vez definidos los parámetros asociados al tipo de mecanismos, pares cinemáticos, sistemas de actuación, materiales y demás aspectos inherentes a la etapa anterior, se procedió al levantamiento de la geometría del prototipo en la herramienta CAD seleccionada. Esto permite ir generando las bases de la ingeniería de detalle y obtener los archivos de intercambio necesarios para realizar los análisis cinemáticos, cinéticos y los estudios de estados de esfuerzos y deformaciones en las herramientas CAE seleccionadas.

3.1.e Análisis Cinemático, Cinético y Estudios de Estados de Esfuerzos y Deformaciones

Con el material obtenido en la etapa anterior, se procedió a utilizar los archivos de intercambio para estudiar; en las herramientas CAE

seleccionadas, el comportamiento cinemático y cinético del sistema planteado y de esta manera, determinar los estados de cargas asociados cada una de las fases cinemáticas presentes en las distintas configuraciones del sistema, de esta manera se generó la información necesaria para estudiar los estados de esfuerzos y deformaciones máximas de cada uno de los elementos que conforman el prototipo diseñado. De esta manera se logran determinar dimensiones adecuadas para el diseño planteado.

3.1.f Ingeniería de Detalle

Una vez obtenidos los resultados de todos los análisis pertinentes al estudio del comportamiento mecánico del sistema mecánico planteado, se procede a la documentación de todos los aspectos necesarios para definir las características y propiedades del sistema diseñado, de esta manera se obtiene toda la información necesaria para ejecutar la etapa final del proyecto.

3.1.g Construcción de un Prototipo Físico

Para dar validez y confiabilidad a cada una de las simulaciones y los análisis llevados a cabo en los paquetes computacionales utilizados, se llevó a cabo la construcción de un prototipo físico a escala, que permitió validar las características cinemáticas del sistema.

CAPÍTULO IV

4. SELECCIÓN DE ALTERNATIVAS DE DISEÑO, MATERIALES A UTILIZAR Y SISTEMAS DE ACTUACIÓN

4.1 Alternativas Estudiadas para Eslabonamiento y Sistemas de Actuación

En cuanto a lo que se refiere a los tipos de eslabonamientos seleccionados para ser analizados, se tiene que por parámetros de diseño el investigador se decanta por el uso de mecanismos cuadriláteros articulados. Donde se define de entrada que se hará uso de un sistema mecánico compuesto por dos mecanismos cuadriláteros articulados que actuaran perpendicularmente, de esta manera se pueden manejar adecuadamente dos de los tres ejes de movimiento que posee la articulación del tobillo. En este sentido se compararan las ventajas de utilizar sistemas manivela-biela-balancín o balancín-biela-balancín, así mismo se tiene considerado hacer uso de la biela o el balancín como el eslabón de salida motriz. El tercer grado de libertad necesario para emular todos los movimientos asociados a la articulación estudiada, se considera mediante una rotación inducida directamente a través de un actuador motor. Es importante hacer notar que la selección de las características cinemáticas de los mecanismos a ser utilizados, está intrínsecamente relacionada con los sistemas de actuación adecuados. En función de lo planteado se plantearon las siguientes alternativas para la selección de los mecanismos a utilizar.

- **Cuadrilátero Articulado. Configuración Manivela-Biela-Balancín (M-B-B). (Actuación por Motor CC).**

Se plantea como primera alternativa el uso de un sistema de manivela biela balancín, donde a través de un movimiento continuo del eslabón de entrada, se pueda obtener un movimiento alternativo fácilmente controlable. En este sentido es importante hacer notar que el sistema de actuación inherente a mecanismos de esta naturaleza en el de un motor de corriente continua, de manera que este sistema permite facilidad de montaje y control, pero por el contrario ofrece muy poca versatilidad en la variación del movimiento de salida del mecanismo ya que para poder lograr esto, sería necesario generar mecanismos donde se puedan realizar cambios de forma sencilla en las características geométricas del sistema.

- **Cuadrilátero Articulado. Configuración Balancín-Biela-Balancín (B-B-B). Actuación por Motor Paso a Paso o Servomotor.**

Seguidamente se plantea el uso de un sistema cuadrilátero articulado bajo la configuración de doble balancín y biela, donde el uso de servomotores o motores de paso a paso sería lo indicado para poder inducir los movimientos de rotación al balancín de entrada y obtener así los movimientos deseados en el eslabón de salida. En este sentido, la versatilidad que tiene esta propuesta para poder modificar su comportamiento es bastante atractiva, asimismo se pueden considerar sistemas de control simples para manejar cualquiera de los sistemas de actuación considerados.

Considerando estos dos sistemas se planteó análisis simple, sobre la posibilidad de utilizar los balancines o las bielas como eslabón de salida de los mecanismos, encontrándose que por una inspección cinemática simple, resulta lógico hacer uso de los balancines, ya que al ser estos eslabones vinculados directamente a la bancada, se tiene un movimiento de rotación pura con respecto a un punto conocido, se puede aproximar de forma muy eficiente

a cualquiera de los movimientos independientes que posee la articulación del tobillo. En función de lo planteado, se decidió analizar la selección de los dos sistemas planteados comparando sus fortalezas y debilidades en relación a tres renglones fundamentales; la operación, el mantenimiento y finalmente la adquisición de los insumos.

4.1.a Operación: En lo que se refiere a la operación y funcionalidad se tomaron en cuenta como aspectos deseables para el diseño: la simplicidad en los sistemas de actuación adecuados, la facilidad de implementación de sistemas de control y seguridad, la comodidad para el usuario y el uso de energía.

- **Simplicidad de los Sistemas de Actuación**

En cuanto a este aspecto se tiene que el uso del sistema M-B-B actuado por motor CC posee ventajas debido a que no requiere un sistema de control orientado al sistema de actuación en sí, ya que la variación de las características geométricas de los mecanismos serían lo que actuaría como “sistema de control”, por su parte el uso de un sistema B-B-B actuado, bien sea, por un motor de paso a paso o por un servomotor, añadiría un poco de complejidad al sistema de control para accionar los sistemas de actuación, que a pesar de no generar una elevada complicación, elevaría los costos y la complejidad final del sistema.

- **Facilidad de Implementación de Sistemas de Control y Seguridad**

Haciendo referencia a este elemento, se tiene que la primera opción (M-B-B), posee ciertas desventajas, ya que los motores CC no poseen la versatilidad propia de otros sistemas, para modificar su comportamiento; por esta razón el control de este sistema debe trasladarse a la variación de las características geométricas del sistema, en lo referente a la seguridad del sistema puede estar accionado directamente por el usuario a través de un switch que

controle la energía suministrada a los motores. Por su parte el sistema B-B-B, ofrece grandes ventajas en el aspecto analizado en este párrafo, esto debido a que la actuación de un servomotor o un motor de paso a paso de forma ineludible está asociada a un sistema sencillo de control que con relativa facilidad permite la variación del comportamiento de estos.

- **Comodidad para el Usuario**

En este punto particular el sistema B-B-B, se adecúa claramente de forma más eficiente, ya que a través del uso de este sistema los ejercicios o rutinas que estaría induciendo el sistema sobre los pacientes, serían fácilmente reprogramables de manera que se podría cambiar entre rutinas de manera inmediata, posiblemente solo a través de la acción de presionar un botón o teclear algunos comandos en un teclado. Por su parte el sistema M-B-B termina dejando bastante que desear ya que para poder modificar el comportamiento cinemático del sistema y así las rutinas inducidas al sistema, se debe hacer un ajuste en la configuración de los eslabonamientos que componen el sistema.

- **Uso de Energía**

En lo referente al uso de energía ambos sistemas se encuentran bastante parejos, sin embargo, la ventaja se inclina ligeramente al sistema M-B-B, ya que solo se debe brindar energía a los motores CC, mientras que en la otra alternativa además de alimentar los motores se debe energizar el sistema de control a ser utilizado.

4.1.b Mantenimiento: Sobre los aspectos que hacen referencia a lo inherente al mantenimiento del sistema, se tomaron en cuenta la facilidad de montaje y desmontaje, la mantenibilidad y la confiabilidad del sistema.

- **Facilidad de Montaje y Desmontaje**

Si bien desde el punto de vista de los elementos mecánicos del sistema, en lo que se refiere al montaje y desmontaje, ambas

alternativas ofrecen las mismas ventajas y desventajas, pero considerando que el sistema B-B-B, tiene asociado a sí un sistema de control, contendrá un mayor número de elementos y por ende repercute negativamente en lo que se refiere a montaje y desmontaje.

- **Mantenibilidad del Sistema**

De forma análoga al aspecto anteriormente examinado, considerando la similitud existente entre los dos sistemas analizados, se tiene que en lo inherente a los aspectos mecánicos, ambas alternativas ofrecen desempeño similar en cuanto a la mantenibilidad, pero al existir una mayor complejidad asociada al sistema de control inherente a los sistemas de actuación del sistema B-B-B, se tiene que esto termina repercutiendo de forma ligeramente negativa sobre este sistema

- **Confiabilidad del Sistema**

En este aspecto, se tiene que las dos alternativas planteadas ofrecen muy buenas prestaciones ya que al ser sistemas con relativa simplicidad tanto a nivel de los elementos mecánicos como de los sistemas de actuación, se tiene que se pueden indicar un paridad bastante marcada a la hora de comparar la confiabilidad de cada uno de los sistemas planteados.

4.1.c Adquisición de Insumos Haciendo referencia a lo inherente a la ubicación y adquisición de insumos se consideran dos variables fundamentales, la posibilidad de adquisición en el mercado nacional y los costos asociados

- **Disponibilidad en el Mercado Nacional**

Dada la similitud entre ambos sistemas desde el punto de vista mecánico, la comparación debe ir enfocada a los sistemas de actuación que se pueden utilizar, de manera que en este sentido se

tiene que la comparación se inclina de forma ligeramente favorable hacia el sistema M-B-B.

• Costos

Análogamente a los últimos aspectos analizados se tiene que el sistema M-B-B tiene una pequeña ventaja debido a la mayor complejidad de la segunda alternativa, que se traduce en mayor cantidad de componentes y por ende más costos.

Habiendo definido todos los aspectos inherentes al proceso de análisis jerárquico para comparar las alternativas planteadas, la investigación procedió a apoyarse en el uso de la herramienta computacional Expert Choice para llevar a cabo el proceso de comparación de las alternativas planteadas. En función de esto, se tiene que los parámetros planteados fueron jerarquizados de la forma mostrada en la figura 13, donde se aprecia que los objetivos operación, mantenimiento y costos fueron ponderados con 66,9%, 8,8% y 24,3% respectivamente. Asimismo se pueden observar los pesos resultantes para cada uno de los aspectos enmarcados dentro de los objetivos primarios.

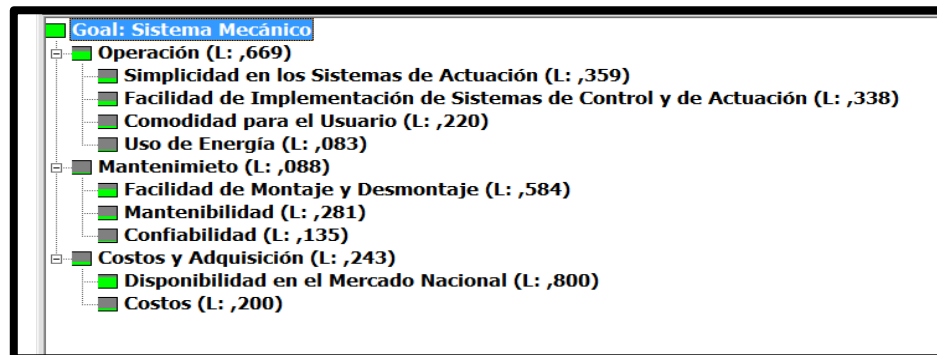


Figura 13. Jerarquización de las alternativas planteadas para la selección del sistema mecánico.

Luego de realizar la jerarquización de los aspectos deseables del diseño, se procedió a la comparación de los sistemas B-B-B y M-B-B obteniéndose que los resultados indican que es más ventajoso el uso del sistema de doble balancín, como se puede apreciar en la figura 14. Además

se puede apreciar que la inconsistencia del análisis es de 0,03; de manera que es completamente aceptable ya que valores por debajo de 0,1 son completamente aceptables (Chen, 2000).

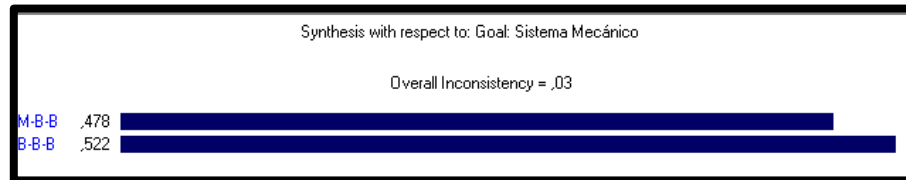


Figura 14. Resultados del análisis para la selección del sistema mecánico.

Adicionalmente la figura 15 permite observar el desempeño de cada una de las alternativas planteadas. Donde se puede apreciar que el sistema B-B-B (color rojo), resulta más adecuado en lo referente a la operación; la componente con mayor ponderación en la comparación, de manera que a pesar de la mayor puntuación del otro sistema en las otras componentes en la evaluación global resulta más favorable el sistema de doble balancín.

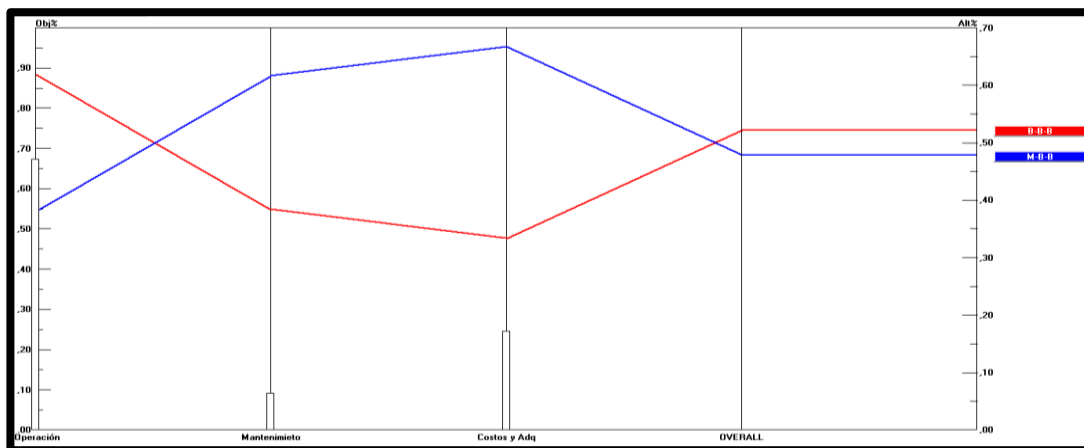


Figura 15. Gráficas Sobre los Resultados del análisis para la selección del sistema mecánico.

4.2 Alternativas Estudiadas para Materiales a Utilizar

Una vez que se ha decidido el sistema mecánico a ser utilizado, se procede a realizar un análisis para determinar el material más adecuado para

realizar la manufactura del sistema. Para ello se consideró el uso de tres tipos de materiales: acero al carbono, aluminio y fibra de vidrio. En función de poder seleccionar el material que se adecue de forma más eficiente al diseño objeto de la presente investigación, se realizó un análisis análogo al presentado en la sección anterior, donde se tomaron en cuenta cinco objetivos primarios diferentes, los cuales fueron el costo, la disponibilidad en el mercado nacional, la maquinabilidad, las propiedades mecánicas y el peso.

Por tanto, se debe resaltar la importancia que tiene para la presente investigación la posibilidad de adquisición de los materiales en el mercado nacional y los costos de los mismos, ya que una de las principales directrices que se tiene en el diseño, es la posibilidad de la reducción de los costos en la mayor medida posible. Sin embargo, por razones obvias aspectos como que el material seleccionado posea unas propiedades mecánicas que se adecuen satisfactoriamente a las condiciones a las cuales estará sometido el diseño, cobran relevancia a la hora de comparar las opciones presentadas. En función de esto se jerarquizaron los objetivos a cumplir por las alternativas comparadas de manera que la disponibilidad en el mercado nacional tiene un peso de 39%; siendo está la más importante de todas, por su parte las propiedades mecánicas tienen un 23,7% del peso total, el costo y el peso están ponderadas con 18,9% y 11,9% respectivamente y finalmente la maquinabilidad ocupa el 6,6% restante, esto se puede apreciar en la figura 16.

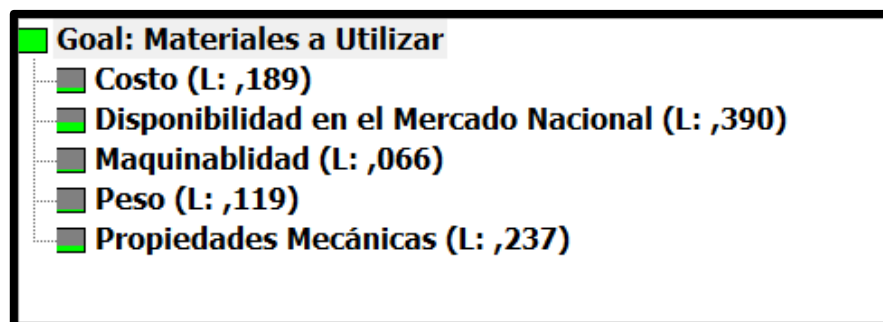


Figura 16. Jerarquización de las alternativas planteadas para la selección del material.

Para realizar la comparación de las alternativas planteadas de acuerdo a la metodología del AHP, se consideró que en cuanto a la disponibilidad en el mercado nacional tanto el acero como el aluminio son de un acceso relativamente sencillo, estas quedan mucho mejor ubicadas que la fibra de vidrio, ya que esta última se consigue muy difícilmente con proveedores nacionales, además se tiene que los costos de ésta están muy por encima del costo de las primeras alternativas mencionadas. Por otra parte se tiene que las propiedades mecánicas más adecuadas son las de la fibra de vidrio, seguidas por las del acero y las del aluminio, mientras que en lo que se refiere al peso y la maquinabilidad se tiene que las mejores opciones son la fibra de vidrio y el aluminio, dejando en último lugar al acero. De forma tal que una vez realizado el análisis, el acero resulta como la alternativa más adecuada como se puede observar en la figura 17. Además la figura 18, permite apreciar un gráfico donde se puede apreciar el puntaje individual de cada una de las alternativas con respecto a cada uno de los objetivos evaluados durante la aplicación del AHP.

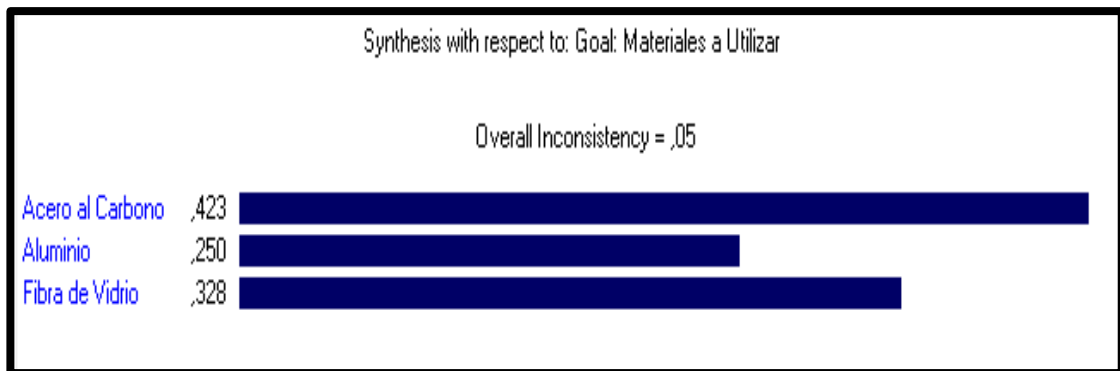


Figura 17. Resultados del análisis para la selección del material.

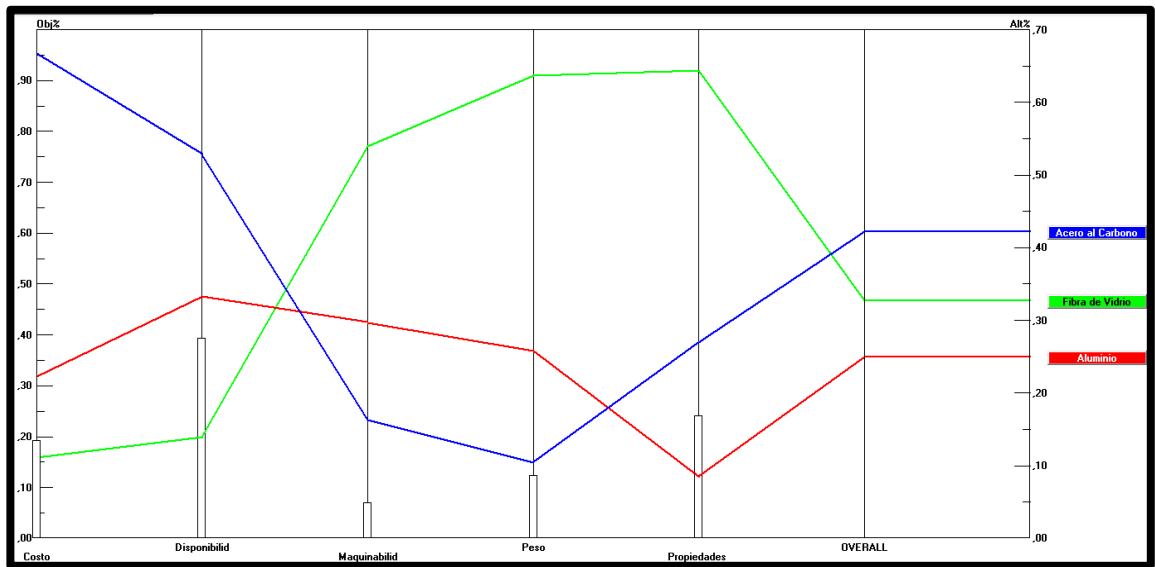


Figura 18. Gráficas Sobre los Resultados del análisis para la selección del sistema mecánico.

www.bdigital.ula.ve

CAPÍTULO V

5. DESARROLLO, ANÁLISIS Y SIMULACIÓN DEL PROTOTIPO

Una vez establecidos los principales parámetros referentes al diseño del dispositivo para la rehabilitación del tobillo, como lo son los materiales a utilizar, el tipo de eslabonamientos, la topología y los sistemas de actuación, se procede a realizar un estudio cinemático que permite determinar la disposición de los pares cinemáticos, y demás aspectos inherentes al sistema para obtener así un dispositivo con dimensiones adecuadas para el sistema de cargas al cual estará sometido y relaciones cinemáticas que satisfagan los requerimientos de diseño.

5.1 Análisis y Simulación Cinemática Preliminar

Recordando que como parámetro de diseño se tienen las medidas angulares que definen los rangos de movilidad de la articulación del tobillo con respecto a cada uno de sus ejes de movimiento, presentados en el capítulo II, se tiene que como primera etapa del proceso se hicieron unos análisis preliminares en la herramienta Working Model, para tener una noción acerca de las relaciones cinemáticas que se deben respetar para poder obtener un comportamiento adecuado en el prototipo. En este sentido se tiene que para facilitar las tareas de control y análisis cinemático del sistema se llegó a la conclusión que lo más eficiente sería utilizar mecanismos del tipo paralelogramo, en el cual las longitudes de las dos barras más cortas sean iguales y análogamente con la longitud de las dos barras más largas, como se muestra en la figura 19. Asimismo se tiene que se encontró que para satisfacer las necesidades cinemáticas del sistema se puede hacer uso de eslabones con 100 milímetros de separación entre sus pares cinemáticos y para el primer

caso una biela con 147 milímetros de separación entre sus juntas con los balancines, mientras que para el segundo caso se puede utilizar una biela con 97 milímetros de separación entre sus juntas. Dichas condiciones geométricas se fundamentan en el hecho de que permiten espacio suficiente para ubicar los componentes del sistema de control, el cual es fundamental para el funcionamiento del dispositivo planteado, y asimismo porque al respetarse estas dimensiones se garantiza que el movimiento en cada uno de los planos se adecúa a los rangos requeridos.

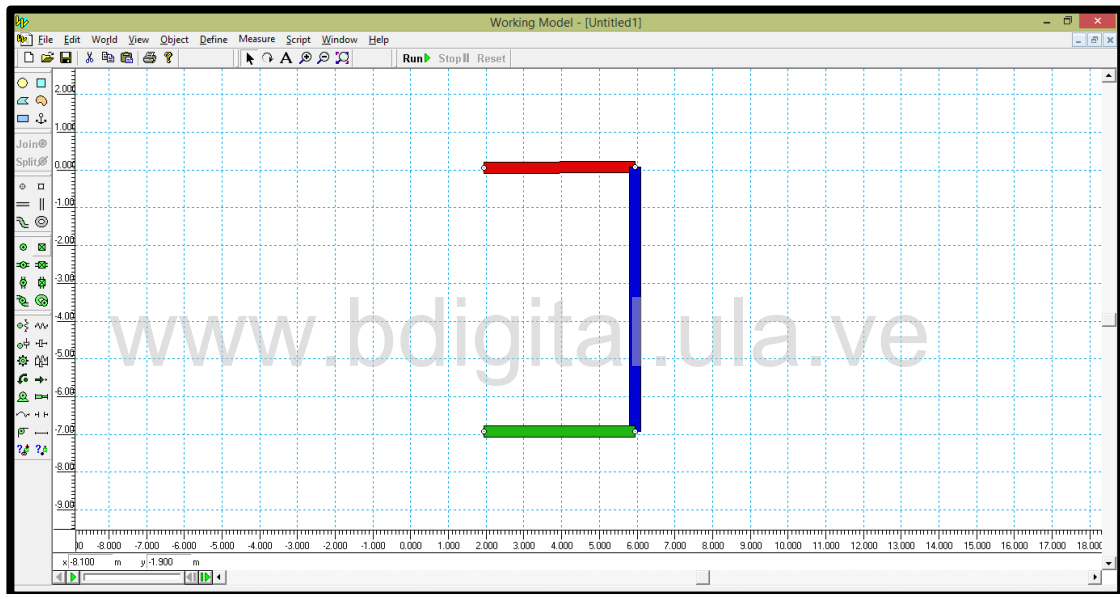


Figura 19. Análisis preliminar realizado en Working Model.

Habiendo definido estos parámetros iniciales se procedió a hacer uso de la herramienta ADAMS View para así poder constatar que la utilización de un sistema como el planteado hasta el momento permitía satisfacer los requerimientos de diseño. Vale la pena recordar que el sistema contaría con dos mecanismos cuadriláteros conectados de forma perpendicular entre sí, además se tiene que, para poder asociar el movimiento de ambos mecanismos, estos deben compartir un eslabón común, siendo lógica la elección del balancín de salida para este fin, debido a que sobre esta pieza

común es donde se inducirán los movimientos que finalmente se verán reflejados en los pacientes. De manera tal que esta pieza común debe estar vinculada a la bancada mediante un par cinemático que le permita girar con respecto a dos ejes de rotación; uno para cada uno de los mecanismos cuadriláteros articulados, por lo que se decidió la utilización de una junta universal o cruceta para cumplir tal fin. Por consiguiente se tiene un sistema de 6 eslabones diferentes, donde todos se interconectan por pares de revolución y teniendo en cuenta que uno de esos pares esta referenciado para dos ejes de rotación. Sin embargo, al tratar de modelar y simular el comportamiento cinemático de este sistema se encontró que no se ajustaba a los requerimientos planteados ya que no permitía los movimientos deseados (figura 20).

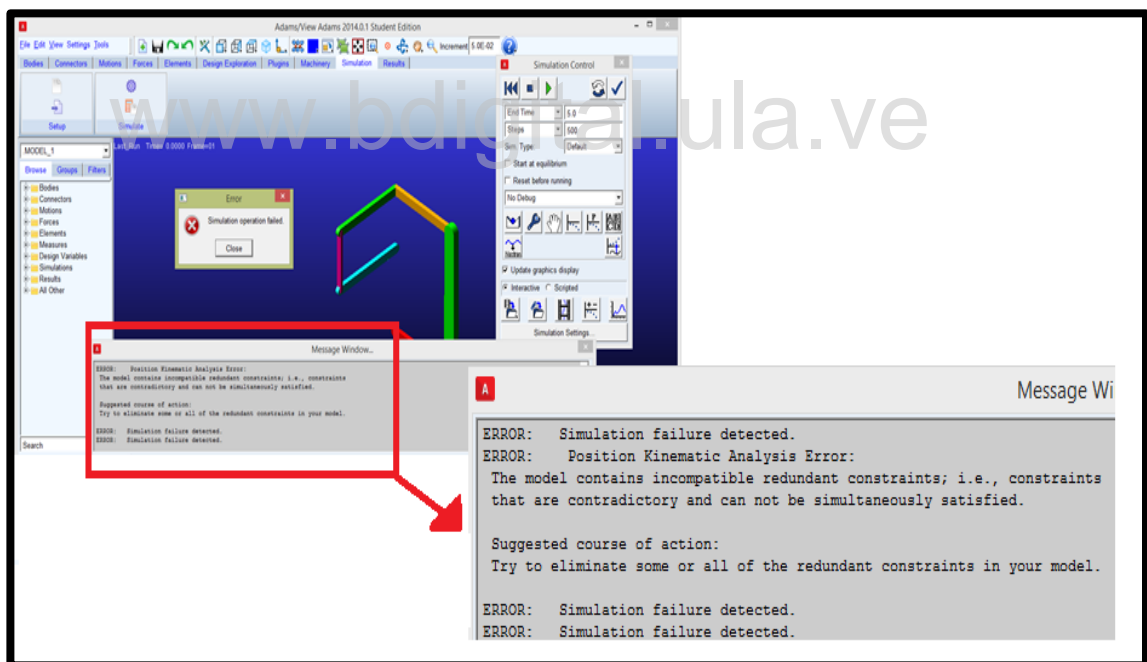


Figura 20. Incongruencias cinemáticas en el primer modelo planteado.

Al analizar el sistema se encontró que la naturaleza de los pares de revolución colocados en todas juntas, permiten un solo grado de libertad a dichas juntas, por lo que no hay posibilidad para el movimiento de los

mecanismos ya que siempre habrán restricciones que se opondrán a estos movimientos. Por tal motivo, para que pueda existir un funcionamiento simultáneo de los dos mecanismos, deben existir juntas que permitan la rotación de cada uno de los mecanismos de forma independiente. Por ello se procedió a la realización de un nuevo planteamiento basado en sistemas de similar topología utilizados en su mayoría para proyectos académicos de control, como el presentado por Awtar (2002) donde se sustituyen cuatro de los pares de revolución planteados, por cuatro juntas esféricas para dar libertad al funcionamiento de los mecanismos. De esta manera se logró, de acuerdo al análisis planteado en ADAMS View, tener un comportamiento adecuado desde el punto de vista cinemático.

Complementando el estudio desde el punto de vista cinemático se puede plantear un análisis acerca de los grados de libertad que tiene el sistema, para lo cual se puede hacer uso de la ecuación de Kutzbach-Gruebler (Awtar, 2002), mediante la cual se plantea que para un sistema de 6 eslabones (dos balancines con entrada motriz, dos bielas, un balancín común y la bancada), donde existen dos juntas de revolución (PR), una junta universal (PU) y cuatro juntas esféricas se puede afirmar que:

$$DOF = 6 * (n - 1) - 5(PR) - 4(PU) - 3(PE) = 4 \quad (1)$$

Donde PR representa el número de pares de revolución, PU el número de juntas universales y PE el número de juntas esféricas. Es importante hacer notar que se pueden observar que se presentan cuatro grados de libertad, pero se debe recalcar la existencia de dos grados de libertad pasivos, ya que la rotación de las bielas sobre sus propios ejes, son movimientos permitidos bajo este planteamiento, pero no tienen influencia alguna sobre el comportamiento cinemático del sistema. Esta información se correlaciona adecuadamente con la suministrada por ADAMS View, como se muestra en la figura 21. Asimismo se puede observar en la figura 22, el modelado de este nuevo planteamiento.

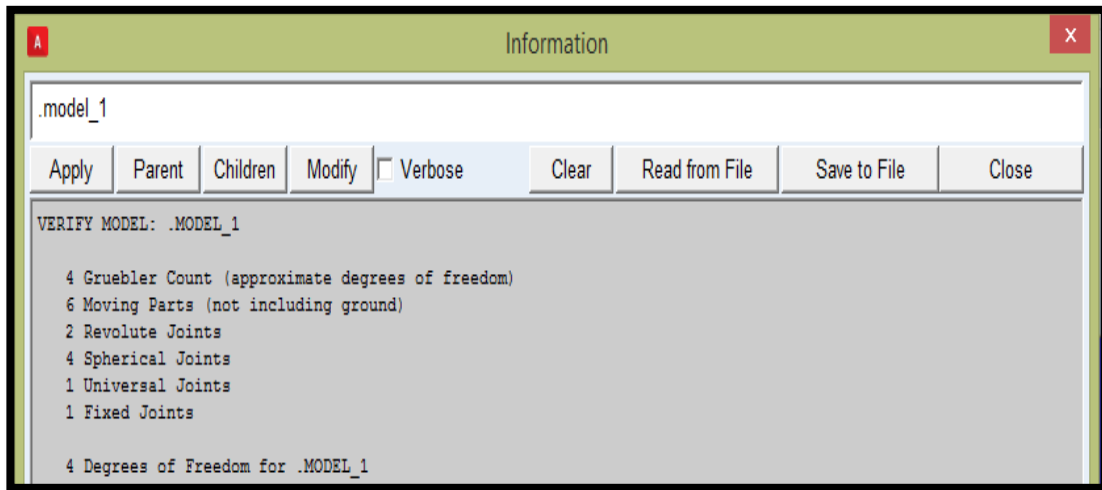


Figura 21. Grados de libertad del segundo planteamiento calculados por ADAMS View.

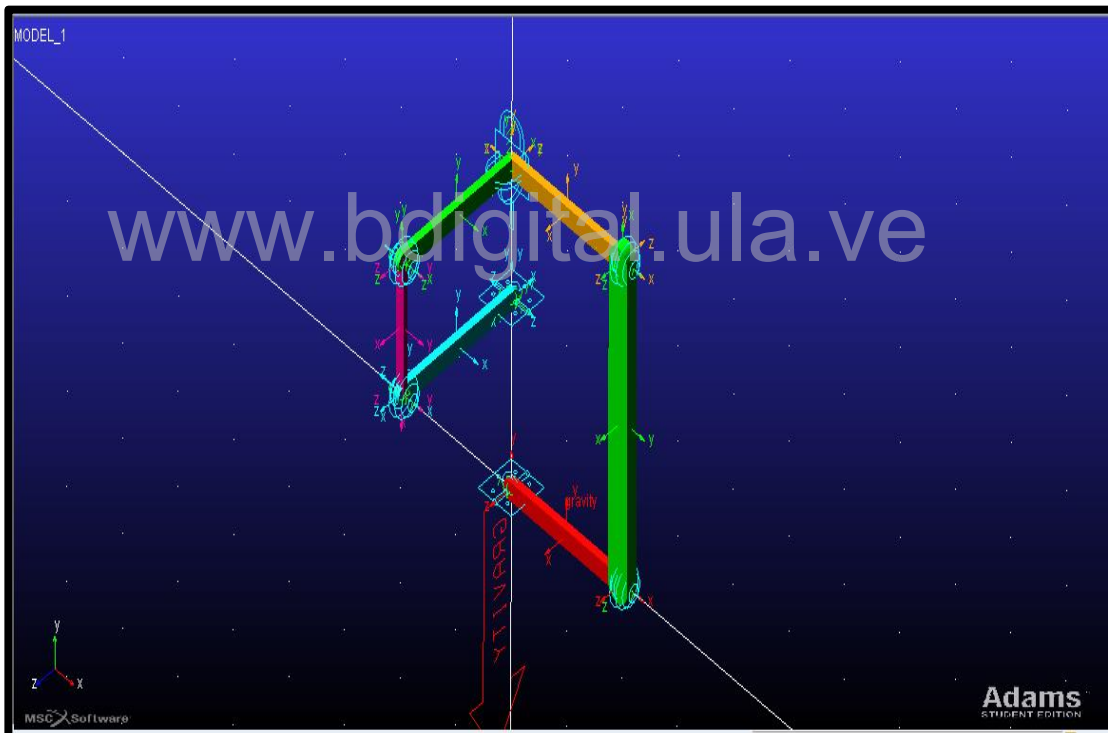


Figura 22. Modelado del Segundo Planteamiento en ADAMS View.

Finalmente se tiene que se debe considerar que para la adecuación final de este planteamiento a los requerimientos de diseño el punto más alejado de la entrada motriz del balancín representado en rojo en la figura 20, debe tener la libertad de descender 57 milímetros para lograr una inclinación de 25

grados, suficiente para lograr el rango de movimiento total de la supinación del tobillo; movimiento que estará regido por el mecanismo asociado a este eslabón, mientras que el mecanismo asociado al balancín representado en color cian en la misma figura, estará encargado de inducir movimientos de flexo-extensión del tobillo. Es importante recordar que debe añadirse un tercer grado de libertad, el cual estará asociado a los movimientos de supinación y pronación, pero como se ha explicado este no se encuentra accionado por un mecanismo en sí, sino directamente por la acción de un actuador motor.

5.2 Desarrollo Preliminar de la Geometría Mediante AutoDesk Inventor

Una vez obtenida la información relacionada con la disposición de los pares cinemáticos, se procede al desarrollo preliminar de una geometría que sirve de base para el análisis del comportamiento cinético del sistema mecánico y de igual manera permite analizar la mejor configuración del diseño general del sistema mecánico, hay que tomar en cuenta que para tener una mayor eficiencia en el diseño es siempre preciso buscar la menor cantidad de piezas posible y la mayor facilidad en el ensamble y desensamble de estas; de esta manera se genera una propuesta donde se respetan los parámetros geométricos y cinemáticos obtenidos como resultados de los análisis presentados en la sección anterior. El resultado de dicho proceso es mostrado en la figura 23 y a continuación se ofrece una pequeña introducción de la función de cada uno de los eslabones.

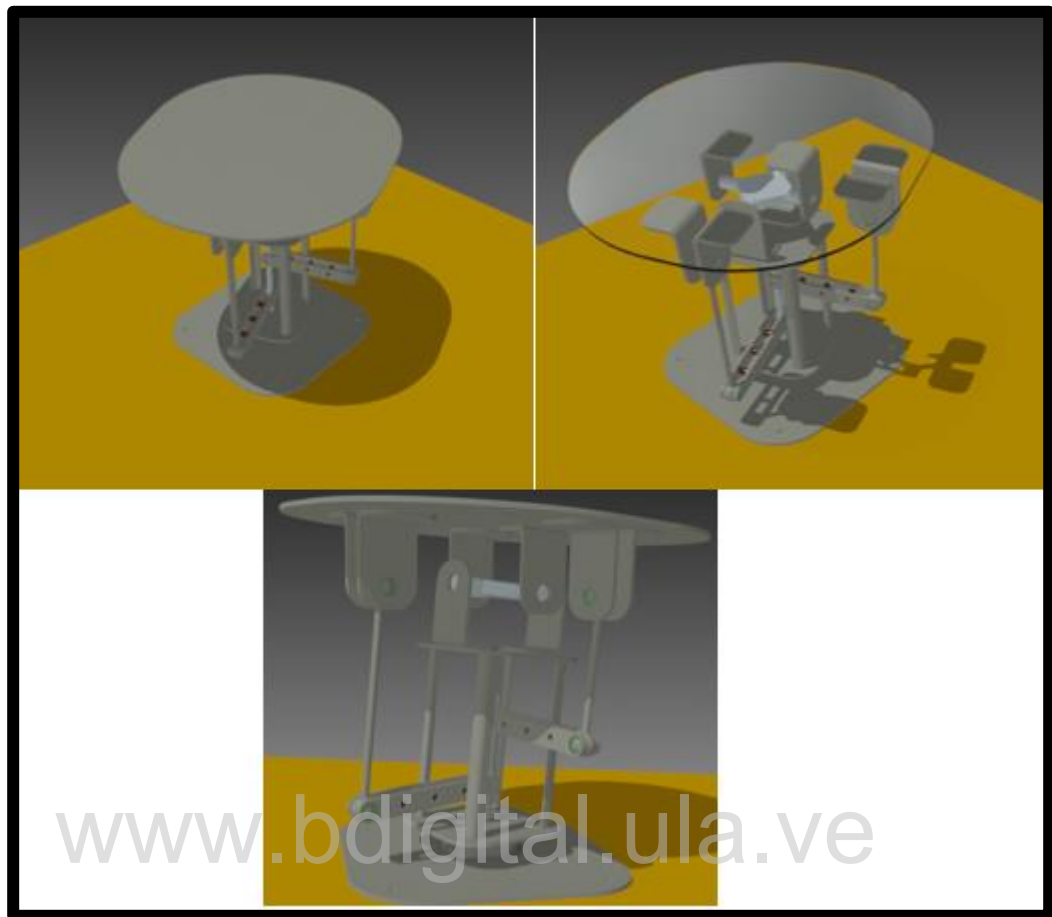


Figura 23. Modelado de la Geometría en AutoDesk Inventor.

5.2.a Balancines Se tienen dos balancines iguales; mostrados en la figura 24, formados por dos placas paralelas unidas entre ellas a través de pernos introducidos a través de agujeros realizados en las chapas y direccionados a través de bujes distribuidos a lo largo de las chapas. Además se tienen dos agujeros adicionales en cada placa, uno de ellos para acoplar los motores de accionamiento y el segundo para introducir un buje avellanado que servirá de base para el par esférico.

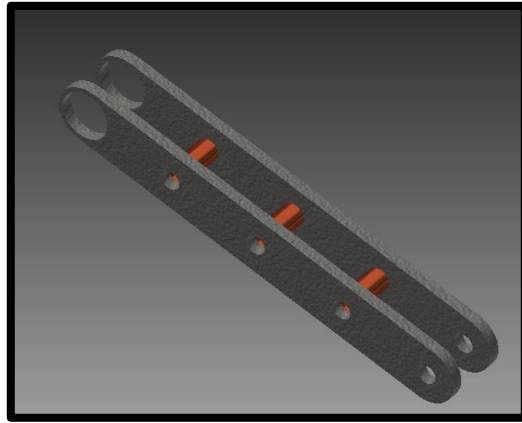


Figura 24. Modelado de los Balancines en AutoDesk Inventor.

5.2.b Bielas Para la construcción de las bielas, se plantea el uso de dos esferas taladradas y con rosca interna, donde se puede acoplar un tubo roscado. De esta manera la interacción entre las esferas y los bujes avellanados anteriormente mencionados, se pueden generar los movimientos propios de las juntas esféricas necesarios para el funcionamiento adecuado del sistema. La figura 25 muestra el diseño planteado.



Figura 25. Modelado de las Bielas en AutoDesk Inventor.

5.2.c Plataforma Móvil Superior Se hace uso de una plataforma móvil, compuesta por una placa metálica a la cual se le soldaran solapas metálicas; fabricadas a través de placas dobladas, que servirán para vincular la plataforma a las bielas y a la plataforma móvil inferior. Esta plataforma será en elemento del sistema diseñado que estará encargado de transmitir los movimientos a la articulación del tobillo, adicionalmente se debe recordar que

esta pieza representa la pieza común para los dos mecanismos cuadriláteros articulados, la misma se puede apreciar en la figura 26 y es importante resaltar que para su dimensionamiento se hizo uso de las tablas antropométricas recopiladas por (Macarano, 2006).

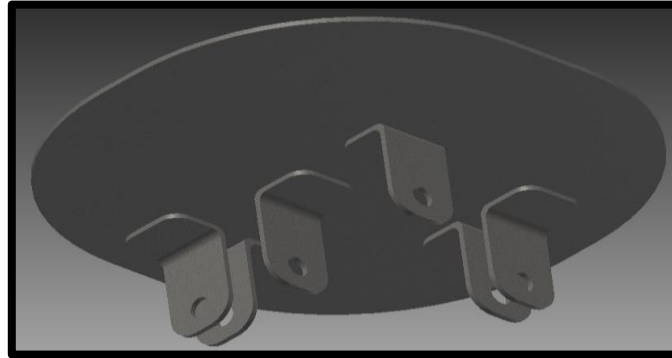


Figura 26. Modelado de la Plataforma Móvil Superior en AutoDesk Inventor.

5.2.d Plataforma Móvil Inferior Esta, es usada para darle soporte a los motores de accionamiento del sistema, y sirve de apoyo para la plataforma móvil superior, la misma será móvil ya que estará acoplada a un actuador motor que permitirá el tercer grado del sistema necesario para poder recrear todos los movimientos asociados a la articulación del tobillo. El planteamiento de este elemento puede apreciarse en la figura 27. Es importante hacer notar que mientras el mencionado actuador motor no ejerza ninguna acción, se tiene que esta pieza puede tomarse como una bancada, y si esta es tomada como referencia, siempre se puede considerar como bancada para en análisis cinemático individual de cada uno de los mecanismos cuadriláteros articulados.

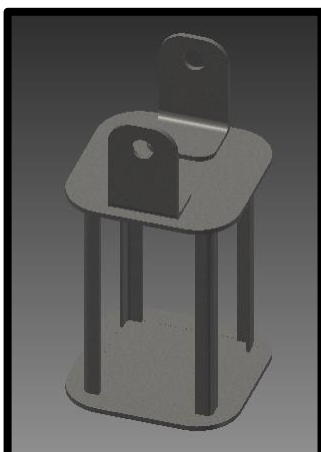


Figura 27. Modelado de la Plataforma Móvil Inferior en AutoDesk Inventor.

5.2.e Plataforma Fija La bancada general del sistema está compuesta por una placa metálica con agujeros que le permita ser fijada a una base por medio de tornillos. La única vinculación directa que tendrá este eslabón con el resto de los elementos del sistema, será mediante una junta que permita rotaciones en un eje, como lo puede ser un rodamiento axial, y un actuador motor para inducir el movimiento deseado. El desarrollo de esta pieza se puede apreciar en la figura 28.

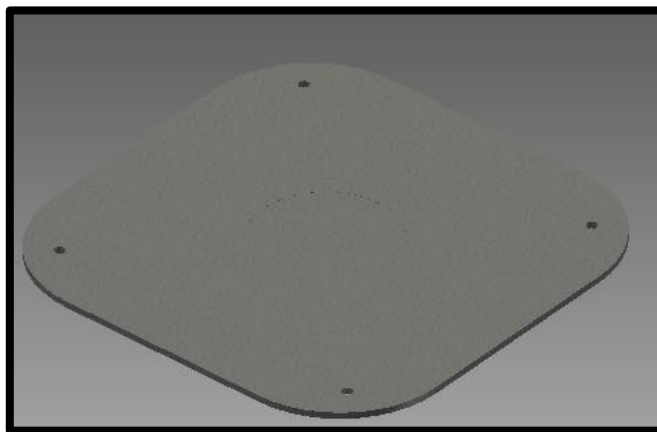


Figura 28. Modelado de la Plataforma Fija en AutoDesk Inventor.

5.3 Análisis de la Integridad Estructural del Sistema

A partir del diseño preliminar de la geometría planteada, se establece un criterio de diseño para poder aportar una confiabilidad adecuada al sistema mecánico, de manera que se considera una situación de abuso mecánico sobre el sistema, en el cual una persona adulta con una masa de 100 kilogramos se coloque de pie sobre el dispositivo apoyando todo su peso sobre la plataforma móvil superior del sistema.

Con base en lo expresado, se procedió a hacer uso de la herramienta Ansys Workbench, para así determinar la forma en la que la carga se distribuye a través de los distintos elementos que conforman el sistema mecánico planteado en el presente trabajo de investigación. Para ello, se aisló la plataforma móvil superior junto con las solapas metálicas que se usan para vincularla con las bielas y la bancada del sistema y precisamente sobre estos elementos se ubicaron restricciones que simulan la existencia de las juntas esféricas y de revolución tal como se observa en la figura 29.

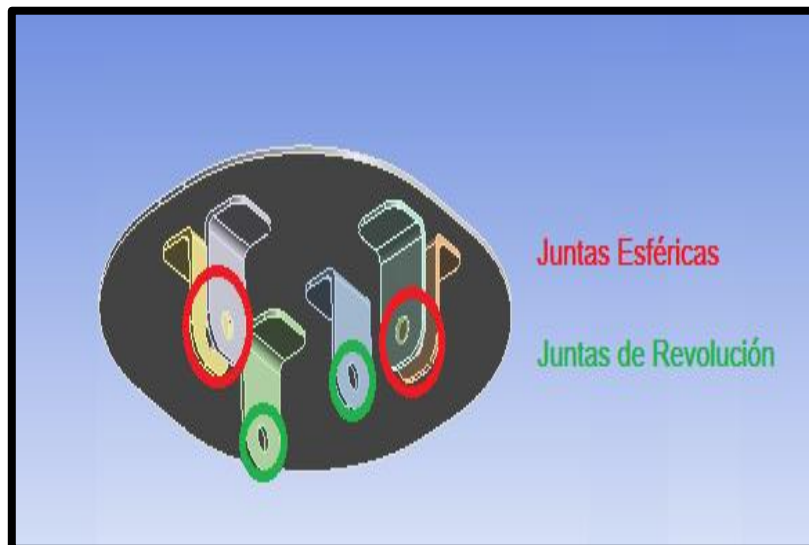


Figura 29. Restricciones Añadidas a la Plataforma Móvil Superior para su Estudio en Ansys Workbench.

Tomando en consideración todos los planteamientos presentados, se procedió a realizar un análisis estático de este sistema, a partir del cual se lograron definir los valores de las cargas que se presentan en cada una de las articulaciones que unen a la plataforma móvil superior con el resto de elementos del sistema mecánico planteado, dicha información fue recopilada y se puede observar en la tabla 3. Es pertinente destacar que debido a que se asume que la carga aplicada sobre la plataforma es perpendicular a esta, las reacciones llevan esta misma dirección con sentido inverso.

Tabla 3. Valores de las Reacciones Obtenidos a Partir del Estudio Realizado en Ansys Workbench.

Par Cinemático	Reacción [N]
Junta: Plataforma/Biela Larga	450,87
Junta: Plataforma/Biela Corta	443,46
Junta: Plataforma/ Bancada	106,33

Para dar validez a los resultados presentados en la tabla 3, se hizo uso de ADAMS View, donde se aprovechó la existencia de un prototipo virtual con información sobre la naturaleza de los todos los pares cinemáticos que permiten conectar entre sí a las distintas piezas que conforman el sistema mecánico presentado en el presente estudio. Esta operación permitió que el investigador contara con datos provenientes de una simulación que se basa en criterios distintos a los utilizados en el primer caso, de forma tal que al comparar los resultados y comprobar la existencia de una convergencia, es posible afirmar que estos son coherentes y poseen una confiabilidad adecuada. Dicha comparación se puede apreciar en la tabla 4.

Tabla 4. Comparación de Resultados.

Par Cinemático	Reacción [N] (Ansys Workbench)	Reacción [N] (ADAMS View)
Junta: Plataforma/Biela Larga	410,87	396,50
Junta: Plataforma/Biela Corta	483,46	496,25
Junta: Plataforma/ Bancada	106,33	123,10

Con base en lo anterior, se consideró oportuno hacer uso de esta distribución de cargas para analizar los estados de esfuerzos que estos generan sobre cada una de las piezas que forman parte del dispositivo. De forma tal que inicialmente se sacó provecho del modelo existente en Ansys Workbench de la plataforma móvil superior con las restricciones ya mencionadas, para obtener los valores de esfuerzos que se presentan, encontrándose que los máximos valores se hallan en la zona del dobléz de las solapas usadas para crear las juntas esféricas, sin embargo, estos se encuentran por debajo de los 100 MPa, de forma tal que se garantiza la integridad de estas piezas.

Es importante hacer notar que para darle confiabilidad a este resultado, se hizo un análisis de convergencia para los resultados obtenidos mediante el método del análisis de elementos finitos. Para lo cual se procedió a tomar los valores obtenidos haciendo uso del primer mallado generado y posteriormente se realizaron análisis posteriores aumentando el número de elementos que conforman la malla, para finalmente comparar estos resultados y observar si existe una convergencia aceptable; es decir, variaciones menores al 5% para análisis sucesivos (Zienkiewicz, 1994).

En virtud de lo expuesto en el último párrafo, se tiene que los resultados obtenidos en las diversas corridas realizadas en el análisis de la plataforma móvil superior, mostraron una convergencia adecuada que tiende a 75 MPa luego de 8 corridas, pasando de una malla compuesta por 1.952 elementos a una más fina que cuenta con 267.197 elementos como se puede apreciar en la tabla 5 y en el gráfico 1.

Tabla 5. Resultados Obtenidos del Análisis de la Plataforma Móvil Superior con Distintas Mallas.

Número de Elementos	Número de Nodos	Esfuerzo Máximo (MPa)	Cambio (%)
1952	5613	20,471	
3394	8082	19,329	-5,74
11271	19980	29,744	42,44
13202	22826	49,021	48,95
30278	47161	68,320	32,89
52848	79149	73,480	7,28
164857	235648	73,691	0,28
267197	378389	76,914	3,21

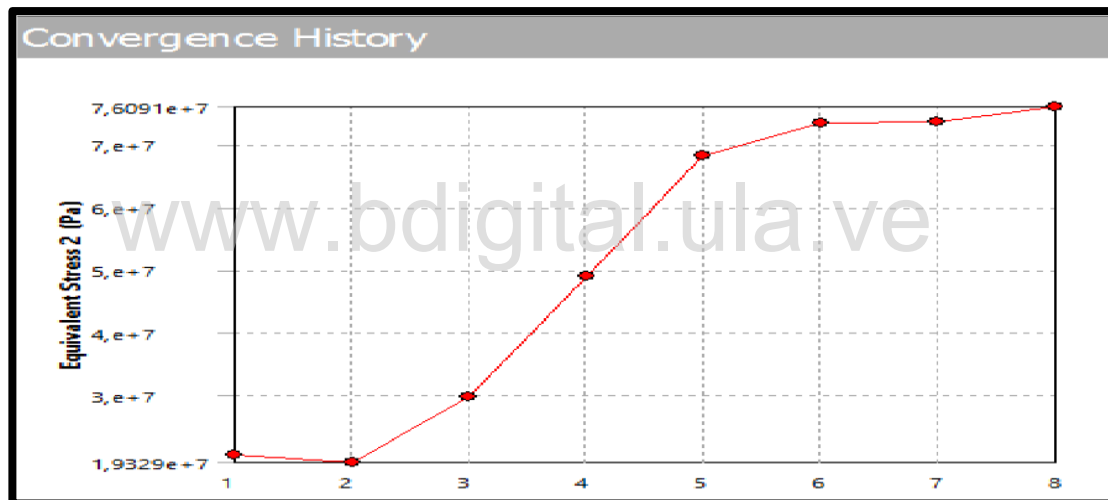


Gráfico 1. Convergencia de los Resultados para el Análisis de la Plataforma Móvil Superior.

En el mismo orden de ideas, es importante hacer notar que otros factores que pudiesen considerarse más subjetivos, son tomados en cuenta por muchos autores a la hora de evaluar la calidad y la confiabilidad que tiene un análisis realizado haciendo uso del método de los elementos finitos; en este sentido se tiene que gráficas donde se observa suavidad en la transición que existe entre los resultados observados en una pieza, es un criterio que cobra gran valor para muchos autores, por tanto es importante notar como estas

transiciones se hacen mucho más suaves con la última malla utilizada (figura 30).

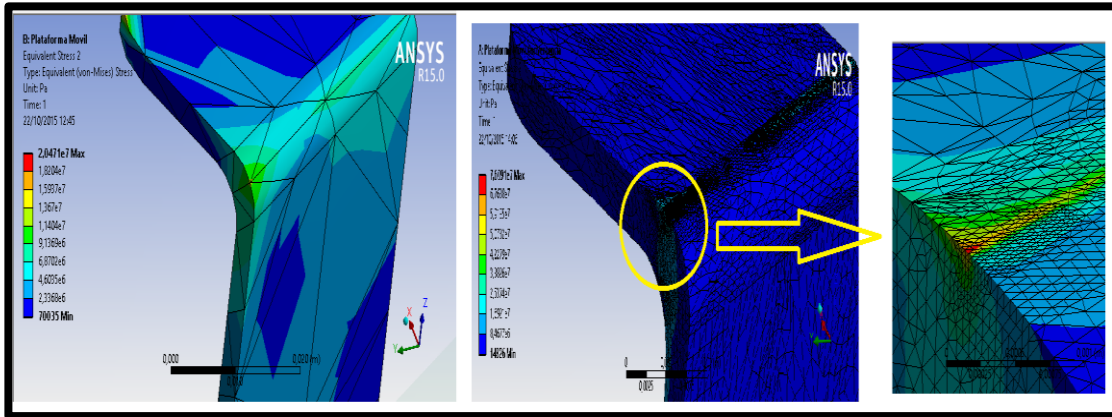


Figura 30. Mallado Inicial (Izq), Mallado Final (Centro) y Acercamiento a la Zona de Esfuerzos Máximos en el Mallado Final (Dcha).

En lo referente a las bielas, es importante resaltar que si bien cada una de ellas está conformada por tres piezas diferentes (un tubo y dos esferas taladradas, vinculadas por medio de superficies roscadas), para el análisis estas fueron consideradas como un conjunto ya que a la hora de estar ensambladas las mismas funcionarían como si se tratase de una sola pieza. En cuanto a las condiciones de frontera utilizadas, se tiene la consideración de los apoyos esféricos que existen en ambos extremos de cada una de ellas y la carga que es transmitida desde la plataforma superior hasta el par cinemático correspondiente (figura 31).

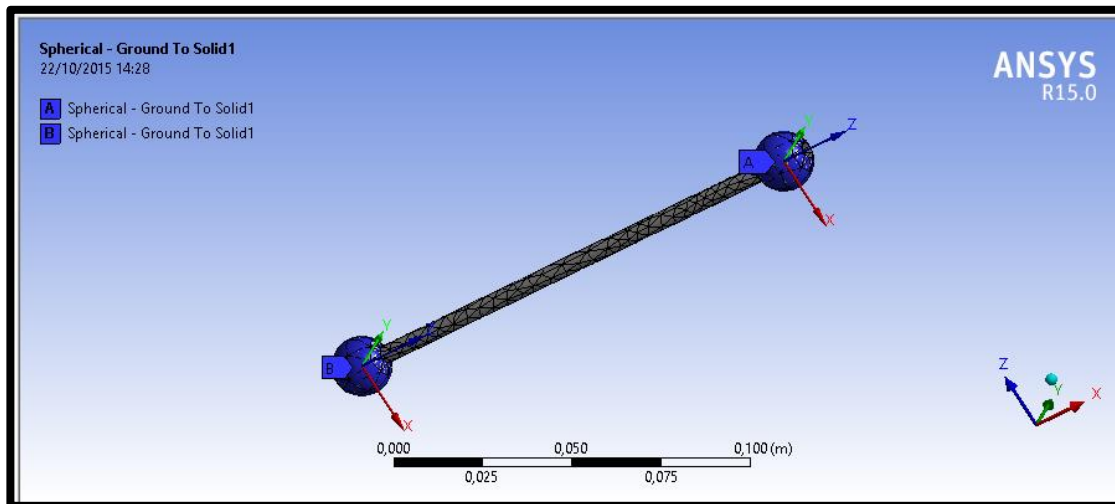


Figura 31. Restricciones Aplicadas Para las Bielas

Seguidamente es pertinente resaltar que el criterio de convergencia antes mencionado también fue utilizado tanto en este caso, como en los casos posteriormente presentados; de forma tal que en la tabla 6 se pueden observar los resultados obtenidos en las distintas corridas ejecutadas; observándose que existe una convergencia alrededor de los 65 MPa para la biela más larga y 100 MPa para la biela más corta, por tanto se garantiza que esta configuración geométrica avala la integridad estructural del sistema planteado. Asimismo es importante hacer notar que a pesar de que estas piezas son bastante esbeltas, no se presenta pandeo en ellas; esto será tratado con mayor detalle durante la explicación del refinamiento de la geometría planteada.

Tabla 6. Resultados Obtenidos del Análisis de las Bielas con Distintas Mallas.

Número de Elementos		Número de Nodos		Esfuerzo Máximo (MPa)		Cambio (%)	
Biela Larga	Biela Corta	Biela Larga	Biela Corta	Biela Larga	Biela Corta	Biela Larga	Biela Corta
2181	3645	4210	6938	62,55	81,21		
4576	11959	8923	23801	62,66	100,23	0,18	23,42
9061	31691	15564	54946	61,31	101,12	-2,15	0,89
54713	203138	101211	298062	63,21	102,41	3,10	1,28

Por último, se procedió a realizar el análisis de los balancines, para lo cual se tomó como referencia la que está sometida a una mayor carga; es decir la que se encuentra conectada a la biela corta, ya que la misma le transmite una carga de 490 N; mientras que la biela larga solo transmite una carga de 410 N; esta decisión está fundamentada en el hecho de que ambos balancines tienen la misma topología. En función de lo anterior se tiene que los resultados mostraron que los esfuerzos convergen en torno a 190 MPa; un valor aceptable para el diseño planteado.

Tabla 7. Resultados Obtenidos del Análisis de los Balancines con Distintas Mallas.

Número de Elementos	Número de Nodos	Esfuerzo Máximo (MPa)	Cambio (%)
742	5645	182,42	
25245	46389	189,09	3,59
86167	141323	189,12	0,01
250908	384144	189,53	0,22

Todos estos resultados permiten afirmar que la geometría planteada de forma preliminar, permitió generar una base muy buena para establecer la topología final del dispositivo planteado en la presente investigación. Sin embargo existen ciertas modificaciones que permitirán que el dispositivo alcance mayores niveles de eficiencia y confiabilidad durante su funcionamiento. Asimismo es importante que para poder generar una geometría definitiva es importante seleccionar ciertos elementos que formaran parte del dispositivo, como lo son el modelo de los motores que serán utilizados y el tipo de rodamiento que se implementará para cumplir con los requerimientos planteados.

Por tanto, se consideró pertinente realizar una simulación del funcionamiento del sistema haciendo uso de ADAMS View, de esta manera se pueden analizar todas las fases cinemáticas que se pueden encontrar a lo

largo de los ciclos cinemáticos que presentan durante el funcionamiento del prototipo planteado; esto permite estimar los estados de cargas críticos que se presentan en los mencionados ciclos, lo que es imprescindible para definir que motores serán los recomendados para la construcción del dispositivo.

Para simular las condiciones de funcionamiento, se hizo uso de los parámetros inerciales del cuerpo humano citados en el Capítulo II del presente trabajo de investigación, donde se expresa que el muslo, la pantorrilla y el pie, representan el 16,1% de la masa del cuerpo humano; de forma tal que si se considera un paciente de 100 kg de masa, la masa asociada a los segmentos mencionados será de 16,1 kg; lo que se traduce en un peso muerto de aproximadamente 161 N, valor que representa la carga total que debe ser capaz de manejar el prototipo planteado. Los resultados generados por la simulación llevada a cabo en ADAMS View, se pueden observar en la tabla 8, donde se puede apreciar que la manivela conectada a la biela, precisa un torque con un valor de 1,582 N.m, mientras que la otra manivela requiere uno con valor de 1,454 N.m. Por su parte el motor conectado a la plataforma móvil inferior requiere un torque de 2,391 N.m.

Tabla 8. Torque Requerido por los Motores de Accionamiento.

Junta	Torque (N.m)
Manivela (Conectada a Biela Larga)/Bancada	1,454
Manivela (Conectada a Biela Corta)/Bancada	1,582
Plataforma Móvil Inferior/Bancada	2,391

Estos resultados permiten llegar a la conclusión de que para el accionamiento de ambas manivelas se puede hacer uso de un par de motores con las mismas características mientras que en la base se necesitaría un motor con una mayor capacidad para poder cubrir las necesidades del prototipo.

5.4 Proceso de Refinación de la Geometría

Con base en todos los resultados obtenidos en las fases anteriormente descritas, se procedió a hacer algunos cambios en la base del dispositivo para lograr así conceptualizar la junta existente entre la bancada del sistema y la plataforma móvil inferior. Para ello se decidió hacer uso de un rodamiento axial que facilite el trabajo del servomotor que tiene como objetivo accionar esta junta. De forma tal que se requirieron especificar ciertas modificaciones en el sistema planteado para poder dar funcionalidad al mismo.

5.4.a Plataforma Fija: Este elemento se mantuvo similar al planteado en la propuesta inicial, sin embargo se consideró la inclusión de unas solapas metálicas que tienen como finalidad servir como apoyo para los prisioneros que se encargaran de sujetar el rodamiento y el servomotor en su lugar (figura 32).

www.bdigital.ula.ve

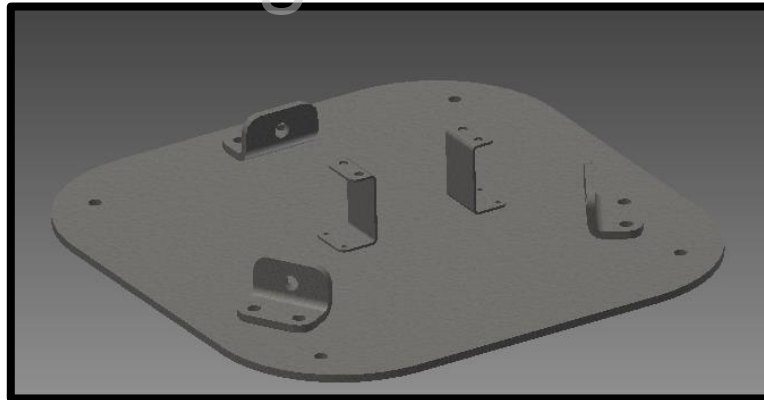


Figura 32. Rediseño de la Plataforma Fija.

5.4.b Plataforma Móvil Inferior: En este eslabón es donde mayores cambios fueron realizados, pensando en la estabilidad del sistema se replanteó el esquema presentado y se sustituyó por una serie de láminas interconectadas entre sí que sirve de apoyo para los servomotores y además permiten la

vinculación con la plataforma fija, lo cual es imprescindible para el funcionamiento del sistema (figura 33).

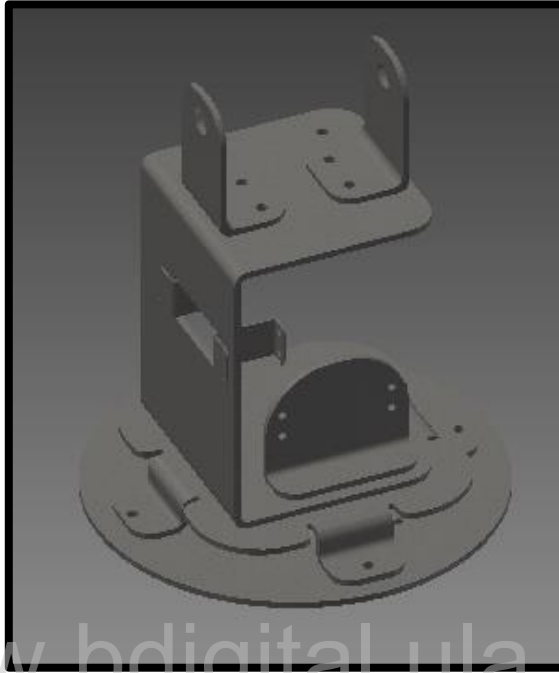


Figura 33. Rediseño de la Plataforma Móvil.

5.4.c Plataforma Móvil Superior: Finalmente es importante hacer mención de que por consideraciones tomadas luego de realizar consultas a algunos expertos, se decidió modificar la unión entre las solapas y la plancha superior que conforman este elemento, considerándose el uso de pernos, de forma tal que se evite la soldadura ya que es posible que considerando el espesor de esta plancha se pueda perder su integridad al ser expuesta a las altas temperaturas propias del proceso de soldadura.

Al considerar estas modificaciones, se observa que no se realizaron cambios en la mayoría de las piezas, de forma tal que los análisis estructurales ya realizados mantienen su validez. Sin embargo, es pertinente hacer un análisis de las modificaciones, especialmente considerar el comportamiento que experimenta la plataforma móvil inferior al ser sometida a la carga puntual

de 1.000 N que se consideró para los análisis estructurales ya realizados. En función de esto y siguiendo una metodología similar a la utilizada en los casos anteriores se obtuvieron los resultados que se pueden observar en la tabla 9.

Tabla 9. Torque Requerido por los Motores de Accionamiento.

Número de Elementos	Número de Nodos	Esfuerzo Máximo (MPa)	Cambio (%)
11730	26231	50,166	
38482	70042	50,592	0,85
121913	197906	50,600	0,12

Finalmente se tiene que para poder garantizar la integridad estructural del sistema, se deben estudiar las cargas que se presentan en las distintas fases cinemáticas que se presentan durante un ciclo cinemático de funcionamiento del sistema. En este sentido se hizo uso del análisis realizado en ADAMS View para así identificar la fase cinemática donde se presentan el mayor estado de cargas en el sistema, sin embargo se observa que ninguna de las fases cinemáticas (figura 34) presenta un estado más crítico que el considerado para el análisis estático del sistema, de forma tal que se puede garantizar de forma confiable que no existirá falla en el sistema.

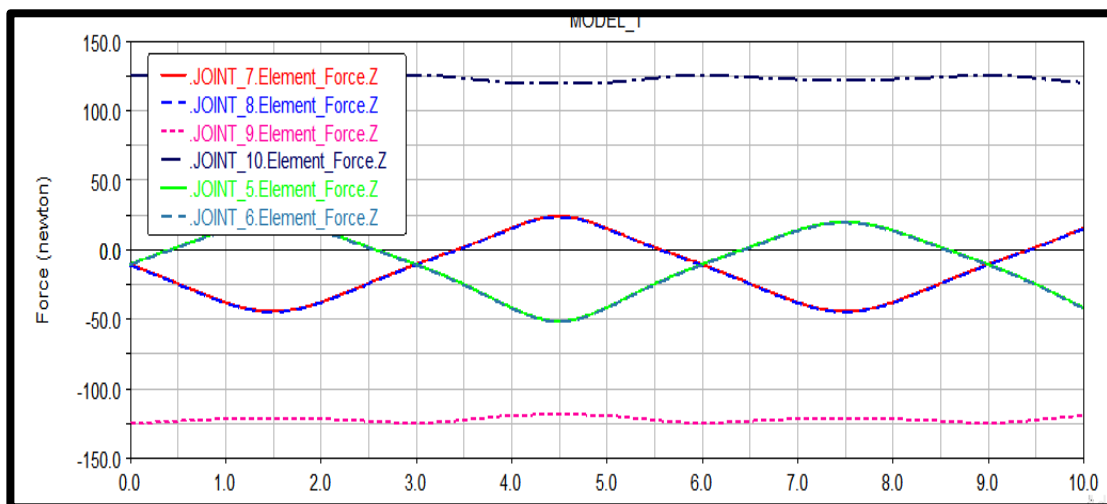


Figura 34. Cargas Presentes en las Distintas Fases Cinemáticas.

5.5 Resumen de los Resultados

Para concluir la etapa de análisis y simulación, se presenta un resumen de los resultados más importantes obtenidos durante esta etapa de la investigación; los mismos se pueden observar en la tabla 9.

Tabla 9. Resumen de los Resultados

Pieza	Esfuerzo Máximo (MPa)	Máximo Desplazamiento (m*10⁻⁵)	Factor de Seguridad
Balancín Crítico	189,53	10,003	1,31
Biela Larga	63,21	4,123	3,06
Biela Corta	102,41	7,421	1,87
Plataforma Móvil Superior	76,914	4,549	2,31
Plataforma Móvil Inferior	50,600	6,962	4,95

Es importante notar que para la consecución de los resultados que se reflejan en la tabla presentada; fue necesario transitar por varias etapas del proceso de diseño en Ingeniería Mecánica (figura 35). Este inicia con la definición de los parámetros de diseño; seguidamente se plantean bocetos que permitan conceptualizar las ideas orientadas a cumplir con los parámetros planteados en la fase inicial. Posteriormente, se debe seleccionar la opción que sea considerada la más eficiente para desarrollarla y modelar la geometría seleccionada por medio de una herramienta CAD, para luego analizar esta geometría desde el punto de vista estructural, cinemático y cinetoestático. Finalmente se debe proceder a la construcción de un prototipo físico para validar los análisis previos. Asimismo es de vital importancia, entender el hecho de que el proceso de diseño en Ingeniería Mecánica no es un proceso lineal, sino que es un proceso iterativo, donde continuamente se debe evaluar el resultado obtenido en cada una de las etapas, a fin de verificar si es

necesario repetir una etapa previa o si se puede seguir avanzando en este proceso.

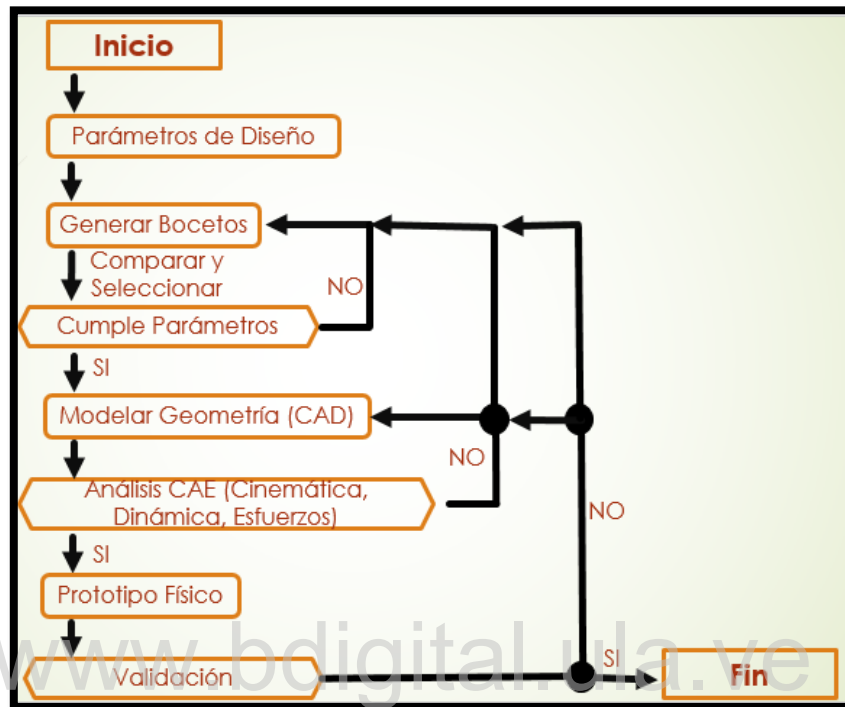


Figura 355. Proceso de Diseño en Ingeniería Mecánica.

5.6 Análisis de Costos

A fin de poner en contexto el costo de construcción asociado al dispositivo planteado en el contexto del presente estudio, se hizo necesario tomar como referencia precios existentes en el mercado internacional, ya que resultó imposible encontrar en el mercado nacional los servomotores necesarios para accionar el sistema planteado. En tal sentido se tiene que es necesario hacer uso de una plancha de acero al carbono A-36, con un espesor de 3 mm la cual ronda los 17 USD de acuerdo con la información suministrada por (<http://www.firsteelplate.com/>, 2016). Asimismo será necesario hacer uso de un conjunto de tornillería que incluye piezas M5x8mm, M2x6mm y

M5x10mm, los cuales de acuerdo a la fuente citada con anterioridad, pueden representar un monto total que rondaría los 7 USD.

En este sentido, los bujes avellanados y los bujes cilíndricos que son descritos en los planos presentados en el Anexo A, tienen un valor de 5 USD de acuerdo con los datos encontrados en (<http://www.metalsdepot.com/>, 2016). Mientras tanto, tomando como fundamento información disponible en (Amazon, 2016), la junta universal descrita en el Anexo A tiene un costo de 8 USD, y el rodamiento del tipo Lazy Susan documentado en el mencionado anexo de 10 USD.

Por otra parte se tiene que los servomotores que irían asociados a cada uno de los balancines del sistema planteado, pueden ser del tipo Futaba S3003, mientras que el servomotor que estaría vinculado a la plataforma móvil inferior debería ser del tipo Hitec 32645S; los cuales tienen costos de 10 USD y 18 USD, de acuerdo con la información expuesta por (Robot Shop, 2016). Finalmente, se debe considerar el sistema de control para los servomotores, el cual puede estar representado por una tarjeta Arduino Uno R3, que está valorada en 10 USD en (Amazon, 2016).

Con base en lo expuesto se puede indicar que el costo total del sistema sería de 85 USD aproximadamente. Es importante hacer notar que la mayoría de los insumos necesarios para la manufactura del sistema pueden ser encontrados en el mercado nacional, sin embargo, el hecho de que esto no aplica para los sistemas de actuación aunado con el continuo proceso inflacionario que experimenta la República Bolivariana de Venezuela, dan fundamento a expresar estos precios en divisas intercambiables de fácil acceso en el mercado internacional de forma tal que la información sea de mayor relevancia y pertinencia.

5.6 Construcción del Prototipo

Tomando en consideración las posibilidades tecnológicas con las que se contó para el desarrollo de la presente investigación, se tomó la decisión

de utilizar materiales alternativos para la manufactura del prototipo que permitió observar el comportamiento cinemático del sistema planteado. De tal forma que se seleccionó el PAI (Poliestireno de Alto Impacto) como material principal a ser utilizado en el prototipo, esta decisión se fundamentó en la disponibilidad del mismo en el mercado regional, en la alta maquinabilidad del mismo y en la disponibilidad de herramientas tecnológicas adecuadas para su manufactura.

Asimismo se consideró oportuna la reducción del dispositivo a una escala menor para la manufactura de este prototipo (2:5), esto motivado en la disponibilidad de servomotores de pequeña escala, de manera que haciendo uso de un prototipo adecuadamente escalado se hace posible probar un sistema de control simplificado, que pueda ser utilizado posteriormente en un dispositivo de mayor tamaño.

Es importante resaltar que para controlar los servomotores se hizo uso de la plataforma de hardware libre Arduino, de manera que mediante una tarjeta programable Arduino Uno R3 se ejecutaron los programas desarrollados para accionar los servomotores que sirven como entrada motriz para el sistema mecánico desarrollado. De esta manera se obtuvo el prototipo presentado en la figura 35.



Figura 366. Prototipo Físico del Sistema Planteado.

Es importante resaltar que las juntas esféricas del sistema, fueron manufacturadas haciendo uso un disco de poliestireno recubierto con un O-Ring, lo que se aproxima de forma satisfactoria a una sección de la esfera planteada en el diseño presentado, de manera que el comportamiento cinemático es lo suficientemente similar como para considerarse un prototipo adecuado.

Asimismo se tiene, que uno de los principales aportes que ofrece el prototipo físico es la posibilidad de hacer pruebas de los códigos que permitirán generar el control de los servomotores que actúan como los conductores del sistema mecánico planteado. En este sentido, vale la pena resaltar que en la presente investigación se escribió un programa que permite observar el comportamiento del sistema cuando los tres servomotores oscilan entre las posiciones extremas que deben tomar los mismos; las cuales se basan en la cinemática de la articulación del tobillo y están resumidos en la tabla 1 del Capítulo II. El código anteriormente descrito se puede apreciar en el Anexo C, así como también se puede encontrar un código que permite observar el funcionamiento de cada uno de los motores por separado en el Anexo D.

CAPÍTULO VI

5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

El presente proyecto de investigación estuvo enmarcado en el área de la biomecánica, disciplina tecnológica que concierne al campo de estudio de la interacción de dispositivos mecánicos con el sistema musculo-esquelético del cuerpo humano; específicamente hizo alusión al campo de la biomecánica para la rehabilitación. Para el desarrollo del mismo fue necesaria la utilización de conocimientos en las áreas de medicina física; principalmente a fin de conocer los parámetros necesarios para la aplicación de terapias de rehabilitación adecuadas para el tratamiento del problema planteado, antropometría; especialmente para identificar las mejores metodologías para dimensionar un producto, en función de la comodidad y satisfacción de los usuarios, biomecánica; fundamentalmente a fin de conocer las reglas y leyes que rigen el funcionamiento del complejo articular del tobillo, diseño en ingeniería mecánica y síntesis de mecanismos, con la finalidad de conceptualizar un diseño adecuado para resolver el problema planteado. Esto implica que el diseño de dispositivos biomecánicos, es una tarea que idealmente debe llevarse a cabo a través de un equipo multidisciplinar para potenciar la efectividad, eficiencia y calidad de los productos finales. En función de estas ideas básicas y del conocimiento adquirido en el contexto del presente estudio se pueden formular de manera fundamentada las siguientes conclusiones y recomendaciones

5.1 Conclusiones

La realización del presente proyecto ha traído como resultado, la conceptualización virtual y el prototipado de un dispositivo de rehabilitación orientado al complejo articular del tobillo, de forma tal que su puede afirmar de

forma completamente fundamentada que los objetivos planteados fueron alcanzados de forma satisfactoria.

El dispositivo diseñado, es un dispositivo ortotico (exoesquelético) fijo, que puede ser considerado como una ortesis dinámica, accionada por dos mecanismos planos; cuadriláteros articulados, de un grado de libertad, funcionando de forma simultánea en planos diferentes, los cuales son accionados por servomotores; el dispositivo es capaz de inducir los diversos movimientos del complejo articular del tobillo, de forma tal que a través del sistema de control que puede ser instalado para gobernar la acción de los servomotores, se pueden aplicar movimientos similares a los de cualquier terapia de rehabilitación orientada al tobillo. En este sentido se tiene que el dispositivo puede ser configurado para adaptarse terapias de diversa naturaleza y puede ser utilizado en las distintas etapas de rehabilitación a las que deben someterse los pacientes. El mismo fue dimensionado a partir de información obtenida desde tablas antropométricas que recopilan información estadística sobre las principales medidas del cuerpo humano.

Para la evaluación del diseño se hizo uso de herramientas computacionales, ya que de esta manera el proceso de diseño se optimiza en gran medida. En este sentido se tiene que el uso de una herramienta CAD de última generación para conceptualizar el diseño representa una gran ventaja para la presentación y exposición del mismo, asimismo la posibilidad de intercambio de información de esta con herramientas CAE, agiliza el proceso de análisis de los sistemas. Durante el proceso de diseño llevado a cabo en el presente proyecto fue necesario realizar actividades iterativas para poder satisfacer los requerimientos planteados; como se ha explicado a lo largo del cuerpo del proyecto, esta es una situación normal dentro del diseño en Ingeniería Mecánica, ya que continuamente los productos pueden ser optimizados y para ello se debe hacer uso del conocimiento adquirido en fases previas del proceso.

En cuanto a la Cinemática del sistema se tiene que la solución planteada se adapta adecuadamente a las necesidades planteadas, debido a que considerando que los movimientos logrados en cada uno de los ejes del sistema, los cuales se corresponden con los ejes principales del cuerpo humano, satisfacen los requerimientos planteados en el diseño y si adicionalmente se considera que el mecanismo de actuación seleccionado serán servomotores, se tiene que existe la posibilidad de realizar cualquier combinación de movimientos requerida, siempre que se encuentre en los rangos establecidos.

Seguidamente, es importante mencionar que los valores de esfuerzos estáticos obtenidos para el prototipo finalmente planteado permiten afirmar que cumple con los requerimientos planteados para el diseño. En este sentido se debe decir que a pesar de que el factor de seguridad calculado para el eslabón crítico tiene un valor cercano a la unidad (1,31), se debe tomar en cuenta que la carga considerada representa una situación extrema, debido a que implicaría que un individuo de 100 Kg de masa se ubicara de pie sobre la plataforma móvil concentrando todo su peso sobre esta. De manera que el máximo valor de esfuerzo equivalente de Von Mises calculado para el sistema; el cual ronda los 180 MPa, no se alcanzaría si se hace un buen uso del dispositivo, asimismo se tiene que para la condición crítica considerada, el material seleccionado; acero al carbono comercial, no sufriría esfuerzos que superen el valor tabulado para su esfuerzo de fluencia.

Es importante mencionar que para validar los resultados obtenidos a partir de la simulación de elementos finitos, se realizaron simulaciones similares modificando el mallado en cada caso, para analizar el comportamiento de los resultados a medida que se utilizan mallados conformados por un mayor número de elementos, se logró comprobar la convergencia de los resultados asociados a todas las simulaciones, con un rango de aumento del número de elementos utilizados en las mismas completamente aceptable para cada uno de los casos. Asimismo se calculó el

error estructural asociado a cada simulación, observándose su decrecimiento a medida que aumentaba el número de elementos involucrados, finalmente se manejaron valores de error estructural en el orden de 10^{-6} aproximadamente para las simulaciones finales.

En este orden de ideas, se puede añadir que la construcción del prototipo físico, realizado a una escala de 2:5, permitió constatar que las características cinemáticas del sistema se corresponden adecuadamente con los resultados obtenidos en las simulaciones llevadas a cabo en las distintas herramientas computacionales utilizadas durante el desarrollo del proyecto, asimismo es importante notar que este prototipo también permitió corroborar la viabilidad de la implementación del sistema de control a través del uso de una plataforma de hardware libre como Arduino.

Todo lo expuesto anteriormente permite concluir de manera firme que el prototipo planteado, cumple satisfactoriamente con los requerimientos de diseño establecidos. El mismo está proyectado para ser manufacturado con materiales a los que se podría acceder en el mercado nacional, de igual forma para los componentes de actuación y de acuerdo a un estudio informal realizado en una fecha cercana a la de la presentación del proyecto se tiene que el mismo tendría un costo aproximado de 85 USD para la adquisición de los insumos necesarios para su manufactura. El dispositivo fue completamente modelado y documentado en una herramienta CAD (AutoDesk Inventor), fue analizado cinética y cinemáticamente mediante herramientas CAE (Working Model y ADAMS View) e igualmente se determinaron sus estados de esfuerzos máximos mediante una herramienta CAE (Ansys Workbench), de modo que se alcanzaron los objetivos planteados en el primer capítulo del proyecto. Es igualmente importante resaltar que el dispositivo planteado puede servir de referencia para estudios posteriores a fin de optimizar el diseño y obtener así un producto de mayor eficiencia.

Finalmente se puede decir que uno de los principales aportes del presente proyecto es dar pie a generar iniciativas para el desarrollo de

dispositivos biomecánicos que puedan de alguna manera beneficiar la calidad de vida de los ciudadanos venezolanos, ya que la adquisición de dispositivos comerciales de esta naturaleza está muy lejos de las posibilidades reales de los hospitales del país, debido al alto costo que esto conllevaría. Sin embargo la promoción de este tipo de diseños desde las principales escuelas de ingeniería del país podría representar un aporte importante en busca de la optimización de los procesos de rehabilitación para distintos problemas que con frecuencia pueden sufrir los seres humanos.

5.2 Recomendaciones

Para finalizar la presentación del presente proyecto se ofrecen una serie de recomendaciones para la manufactura y utilización del dispositivo de rehabilitación para el complejo articular del tobillo. En tal sentido, inicialmente se propone la implementación de un sistema de emergencia para regular la alimentación de los sistemas de actuación, ya que de esta manera ante cualquier incomodidad detectada por el paciente, producto del funcionamiento, tiene la facultad de inmediatamente detener el funcionamiento de este.

Por tanto, resultaría importante la búsqueda de despertar interés en nuevos investigadores que puedan mejorar los sistemas de control planteados, de manera que se puedan generar rutinas adaptables a cada una de las terapias de rehabilitación existentes.

Asimismo, se considera importante la posibilidad de adicionar al modelo diseñado, algunas características que mejoren su ergonomía, de forma tal que respetando todas las características mecánicas que han sido calculadas para satisfacer los requerimientos de diseño, se pueda mejorar la interacción de los usuarios con el dispositivo.

Otro aspecto relevante, es la búsqueda de lograr la manufactura de un prototipo a escala real y con los materiales seleccionados, de forma tal que se puedan realizar pruebas rigurosas de funcionamiento al sistema planteado.

Finalmente se plantea la posibilidad de exhortar a nuevos investigadores a que se unan a la línea de investigación de la biomecánica de rehabilitación, de forma que se generen nuevos proyectos que tengan impacto positivo en la sociedad venezolana.

www.bdigital.ula.ve

Referencias

- Albornoz, B. (2000). *Diseño de un prototipo virtual de una pierna protésica transfemoral que simule el movimiento natural de una pierna humana*. Mérida: Universidad de los Andes.
- Alcocer, W. (2012). *Principales Tendencias en Dispositivos para la Rehabilitación del Tobillo*. Medellín: Dyna.
- Amazon. (Febrero de 2016). Obtenido de <https://www.amazon.com>
- Andruja, A. (2010). *Rehabilitador para Tobillo por Movimiento Pasivo (Automatizado)*. México D.F.: BCNF.
- Awtar, B. B. (2002). *Mechatronic Design of a Ball on Plate System*. New York: Pergamon.
- Bisbal, B y Gerez, M. (2013). *Biomecanica tobillo pie boveda plantar*. Obtenido de <http://www.slideshare.net/ANALISIS/biomecanica-tobillo-pie-boveda-plantar>
- Blanco, A. (2013). *Control de un prototipo virtual de una máquina de rehabilitación de tobillo*. Cuernavaca, Mexico: `SciElo.
- Budynas, N. (2006). *Shigley's Mechanical Engineering Design*. Estados Unidos: Mc Graw Hill.
- Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico de México. (5 de 10 de 2014). *Mecatrónica*. Obtenido de Mecatrónica: <http://cenaidemex.gov.mx>
- Chen, L. (2000). Expert Choice Tutorial. Taiwan.
- Coromant, A. (1998). *Técnicas de Mecanizado Moderno*. México: Mc Graw Hill.
- Craig, J. (2006). *Robótica*. México: Prentice Hall.
- DeRoyal.com, M. d. (2014). DeROM Ankle. Londres, Inglaterra.
- Gómez y Pinto. (2008). *Estudio Biomecánico y Diseño de un emulador de Tobillo Articulado para Prótesis de Miembro Inferior*. Bucaramanga: Universidad Industrial de Santander.

- Gomez, C. y Pinto, W. (2008). *Estudio Biomecánico y Diseño de un Emulador de Tobillo Articulado para Prótesis de Miembro Inferior*. Bucaramanga, Colombia: Universidad Industrial de Santander.
- Guerra, A. (2003). *Toma de Decisiones*. Bogotá, Colombia: Lara Publicaciones.
- <http://www.firsteelplate.com/>. (Febrero de 2016). Obtenido de SDJS, SupioneerMetal: <http://www.firsteelplate.com/>
- <http://www.metalsdepot.com/>. (Febrero de 2016). Obtenido de Metals Depot: <http://www.metalsdepot.com/>
- Macarano, F. (2006). *Tablas Antropométricas de la Población del Estado Zulia*. Maracaibo: La Universidad del Zulia.
- Méndez, G. (2012). Crisis en el Hospital Central. *Diario La Nación*, pág. 8.
- Nordin, M. y Frankel, V. (2001). *Biomecánica Básica del Sistema Musculoesquelético*. Madrid, España: Gea Consultoría Editorial.
- Ortiz, N. (2013). *Breve Introducción a la Antropometría Física*. Lima.: Cuencina.
- Pacheco, F. (2012). *Diseño, Construcción y Control de un Exoesqueleto Orientado a la Rehabilitación del Dedo Índice de la Mano*. Mérida, Venezuela: Universidad de los Andes.
- Robot Shop*. (Febrero de 2016). Obtenido de www.robotshop.com
- Ruiz, A. (2008). *Sistema Robótico Multimodal para Análisis y Estudios en Biomecánica, Movimiento Humano y Control Neuromotor*. Madrid, España: Universidad Carlos III.
- Santos, A. (28 de Octubre de 2015). *Mercadolibre.com.ve*. Obtenido de http://articulo.mercadolibre.com.ve/MLV-449811986-todo-en-rodamientos-skf-fag-koyo-timken-nsk-_JM
- Solano, F. (2013). *Diseño Mecánico de un Dispositivo para la Rehabilitación de Pacientes con Desviación Cubital de Muñeca*. Mérida, Venezuela.
- Soto, V.M. y Gutiérrez, M. (2014). *Parámetros Inerciales para el Modelado Biomecánico del Cuerpo Humano*. Granada: ResearchGate.

Terrasse, V. (Diciembre de 2014). *Organización Mundial de la Salud*. Obtenido de <http://www.who.int/mediacentre/news/releases/2015/cancer-red-meat/es/>

Viales, C. N. (1 de 12 de 2014). *Centro Nacional de Investigación de Accidentes Viales*. Obtenido de ciesvial: <http://www.ciesvial.com>

Zienkiewicz, O. y. (1994). *El Método de los Elementos Finitos*. Barcelona, España: Mc Graw Hill.

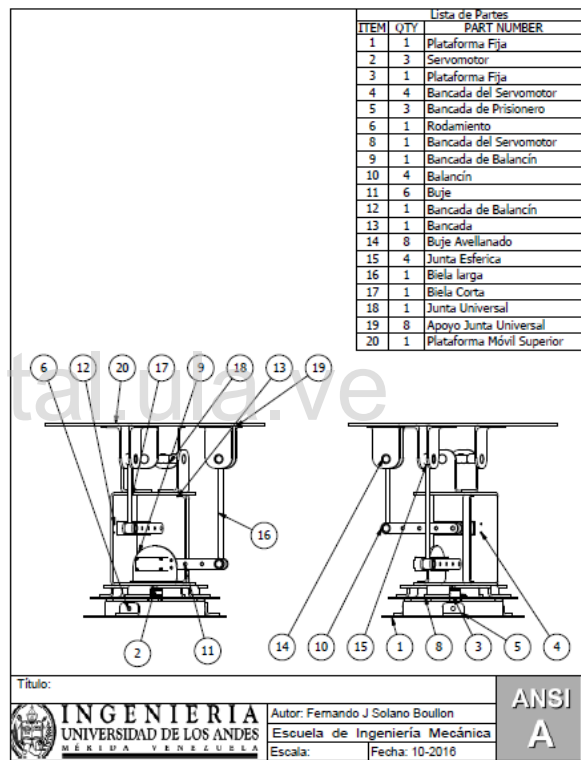
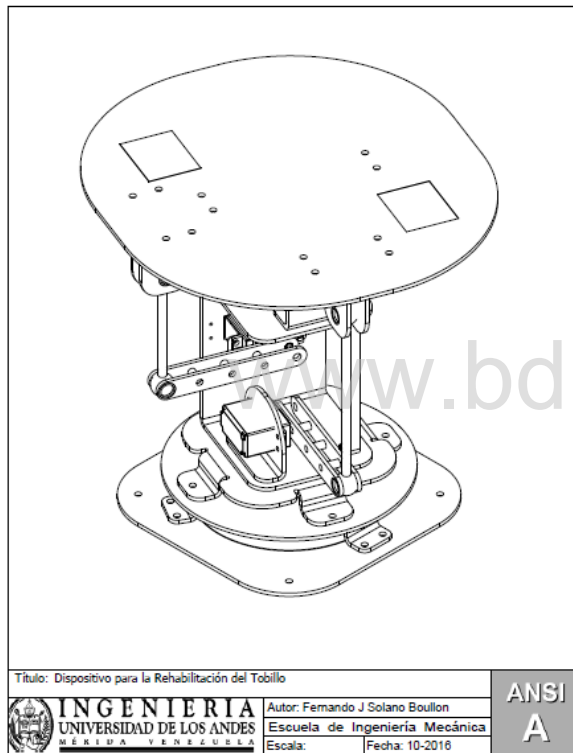
www.bdigital.ula.ve

www.bdigital.ula.ve

ANEXOS

ANEXO A

Vista Preliminar de los Planos del Dispositivo



ANEXO B

Imagen Digital del Prototipo Físico Antes de su Manufactura



ANEXO C

Código Arduino (Máximo Rango de Movimiento de los Tres Motores)



```
#include <Servo.h>

Servo myservo;
Servo myservo2;
Servo myservo3;
int pos = 0;
int pos2 = 160;
int pos3 = 105;

void setup()
{
  myservo.attach(9);
  myservo2.attach(3);
  myservo3.attach(11);
}

void loop()
{
  for(pos2 = 135; pos2 <= 180; pos2 +=1 )
  {
    myservo2.write(pos2);
    myservo.write(pos);
    pos=pos+3;
    myservo3.write(pos3);
    pos3=pos3+1;
    delay(30);
  }

  for(pos2 = 180; pos2 >=135; pos2 -=1)
  {
    myservo2.write(pos2);
    myservo.write(pos);
    pos=pos-3;
    myservo3.write(pos3);
    pos3=pos3-1;
    delay(30);
  }
}
```