



UNIVERSIDAD DISTRITAL "FRANCISCO JOSÉ DE CALDAS" - FACULTAD TECNOLÓGICA		
PROYECTO CURRICULAR DE TECNOLOGÍA E INGENIERÍA MECÁNICA FORMATO DE		
Nº DE RADICACIÓN: _____		
INFORMACIÓN EJECUTORES		
Ejecutor 1		
Nombre (s):	Herman	
Apellido (s):	Varela Cárdenas	
Código:	20131375111	
E-mail:	hermanvarelac@gmail.com	
Teléfono fijo:	7459151	
Celular:	3134260818	
Ejecutor 2		
Nombre (s):	Diego Fernando	
Apellido (s):	García Mendoza	
Código:	20131375057	
E-mail:	fercho_9090@hotmail.com	
Teléfono fijo:	4695981	
Celular:	3123681422	
INFORMACIÓN DEL PROYECTO		
Título del Proyecto:	Diseño y construcción de un prototipo de articulación para una prótesis de desarticulación de cadera	
Duración (estimada):	6 meses	
Tipo de Proyecto: (Marqué con una "x")	Innovación y Desarrollo Tecnológico	<input checked="" type="checkbox"/>
	Prestación y Servicios Tecnológicos	<input type="checkbox"/>
	Otro	<input type="checkbox"/>
Modalidad del Trabajo de Grado:	Monografía	
Línea de Investigación de la Facultad*:	Desarrollo tecnológico local e institucional	
Línea de Investigación del Proyecto Curricular**:	Diseño en ingeniería mecánica, Bioingeniería	
Grupo de Investigación:		
Proyecto de Investigación:		
Áreas del conocimiento que involucra:	Diseño de máquinas, Mecanismos, Resistencia de Materiales, Biomecánica.	
INFORMACIÓN PASANTÍA		
Nombre de la empresa:		
Dirección:		
Teléfonos:		
Correo electrónico:		
Página Web:		
INFORMACIÓN COMPLEMENTARIA		
Director: (Vo. Bo.)		
Proyecto de Pasantía: (Tutor): (Vo. Bo.)		
Formulación Proyecto de Grado: (Profesor): (Vo. Bo.)	Andrés Guillermo Guasca Gonzalez	

TABLA DE CONTENIDO

1	RESUMEN	4
2	INTRODUCCIÓN	4
3	PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	6
4	ESTADO DEL ARTE.....	8
4.1	Desarrollo en el Exterior.....	8
4.1.1	Desarrollos de Ottobock	8
4.1.2	Desarrollos de ST&G CORPORATION.....	10
5	JUSTIFICACIÓN	12
6	OBJETIVO GENERAL.....	14
6.1	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	14
7	MARCO TEÓRICO	15
7.1	MARCO CONCEPTUAL	15
7.1.1	Discapacidad:	15
7.1.2	Movilidad reducida:.....	15
7.1.3	Inclusión social:.....	15
7.1.4	Acceso y accesibilidad:	16
7.1.5	Deficiencia motora:	16
7.1.6	Rehabilitación física:.....	16
7.1.7	Órtesis:	17
7.1.8	Prótesis:.....	17
7.1.9	Desarticulación de cadera	17
7.1.10	Prótesis de desarticulación de la cadera	17
7.1.11	Tipos de Encaje	18
7.1.12	Encaje básico.....	18
7.1.13	Encajes Diagonales	19
7.1.14	Encaje para Hemipelvectomía.....	20
8	METODOLOGÍA.....	21
9	CRONOGRAMA	23
10	PRESUPUESTO	23
11	BIBLIOGRAFÍA.....	24

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 Articulación Helix 3D	8
Figura 2 Articulación de Cadera 7E7	9
Figura 3 Articulación de Cadera 7E4	10
Figura 4 Articulación de Cadera 7E5	10
Figura 5 Articulación de Cadera 1330T/S	11
Figura 6 Articulación de Cadera 1330T/S	11
Figura 7 Articulación de Cadera 1332A	12
Figura 8 Encaje básico para prótesis	19
Figura 9 Encajes diagonales para Prótesis	19
Figura 10 Encajes diagonales para Prótesis	20
Figura 11 Encaje para Hemipelvectomía	20

ÍNDICE DE GRÁFICAS

Gráfica 1 Bogotá. Distribución porcentual de las personas registradas, según dificultades en el desarrollo de las actividades diarias – 2007	7
--	---

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Cronograma de actividades	23
Tabla 2 Presupuesto del proyecto	23

1 RESUMEN

El presente texto expone de manera general la propuesta que se plantea como idea para desarrollar el Proyecto de Grado para obtener el título de Ingeniería Mecánica, presentando la información acorde y relevante, el objeto de este proyecto es diseñar y construir un prototipo de articulación de cadera que será instalada en una prótesis de desarticulación de cadera de la fundación FUNDAFE (Fundación Fuente de Esperanza).

Se da a conocer la descripción de la problemática actual del país en términos del desarrollo de prótesis para miembros inferiores, analizando el estado del arte en Colombia, y en el exterior con el fin de delimitar el alcance y los objetivos que se quieren alcanzar con el desarrollo de la investigación.

Dado que los costos de las prótesis son demasiado elevados y que su producción no es nacional, es importante resaltar que una de las finalidades de esta investigación es desarrollar una prótesis que supla y satisfaga completamente las necesidades de FUNDAFE y de sus beneficiarios, teniendo en cuenta que dichas personas cuentan con escasos recursos económicos, lo que impide y/o limita el acceso de las personas a las mismas.

Por tal motivo es de vital importancia reducir los costos de fabricación de la articulación de cadera, logrando un producto accesible a cualquier persona, sin afectar la calidad y efectividad en el desempeño del mismo.

2 INTRODUCCIÓN

La situación de discapacidad física permanente puede generarse por medio de una amputación adquirida o por anomalías congénitas. Las amputaciones son procedimientos quirúrgicos que constan de la extirpación de una extremidad/miembro (brazo o pierna), o parte de un miembro (dedo de un pie, o una mano). En términos generales estos procedimientos se realizan a raíz de una lesión grave, enfermedad, o infección. Por su parte la agenesia, es la anomalía de un órgano o parte de él, durante su desarrollo en el crecimiento embrionario.

Colombia no es ajena a esta realidad, puesto que en todas las regiones del país se puede encontrar personas en condición de discapacidad física por ausencia de miembros, debido a las razones enunciadas anteriormente. Dicha condición puede verse afectada en el territorio nacional, por la situación de conflicto armado en la que se vive. Sumado a esto la atención y la rehabilitación prestada por las entidades promotoras de salud, no satisface las expectativas y necesidades de los usuarios, razón por la cual el acceso a tratamientos médicos, rehabilitaciones y prótesis, se dificulta para personas que poseen escasos recursos económicos.

Pese a las adversidades y problemáticas sociales que afectan a la Nación, existen organizaciones sin ánimo de lucro como FUNDAFE (Fundación Fuente de Esperanza), que tiene como objeto social, la rehabilitación de personas de bajos recursos que se encuentran en condición de discapacidad física permanente por amputación de miembros inferiores. Para contribuir a la rehabilitación de las personas FUNDAFE, elabora y ensambla prótesis modulares adecuadas a la situación individual de cada beneficiario vinculándolo en el proceso de fabricación, con el fin de empoderar al beneficiario de su prótesis y tenga claridad de cómo usarla, cómo hacer los mantenimientos de la misma, y su inclusión a la sociedad sea mucho más fácil y segura.

Por esta razón, se decide unir esfuerzos con FUNDAFE, con el ánimo de fabricar un prototipo de articulación de cadera que supla las necesidades actuales de sus beneficiarios, mejorando su calidad de vida, permitiéndoles una inclusión a la sociedad de forma más segura y cómoda para ellos. De manera que trabajando en forma conjunta, con la experiencia adquirida por los miembros de la organización, y los conocimientos académicos que se tienen, se brindará una ayuda, a personas de escasos recursos que están a la espera de una prótesis que cambie su vida.

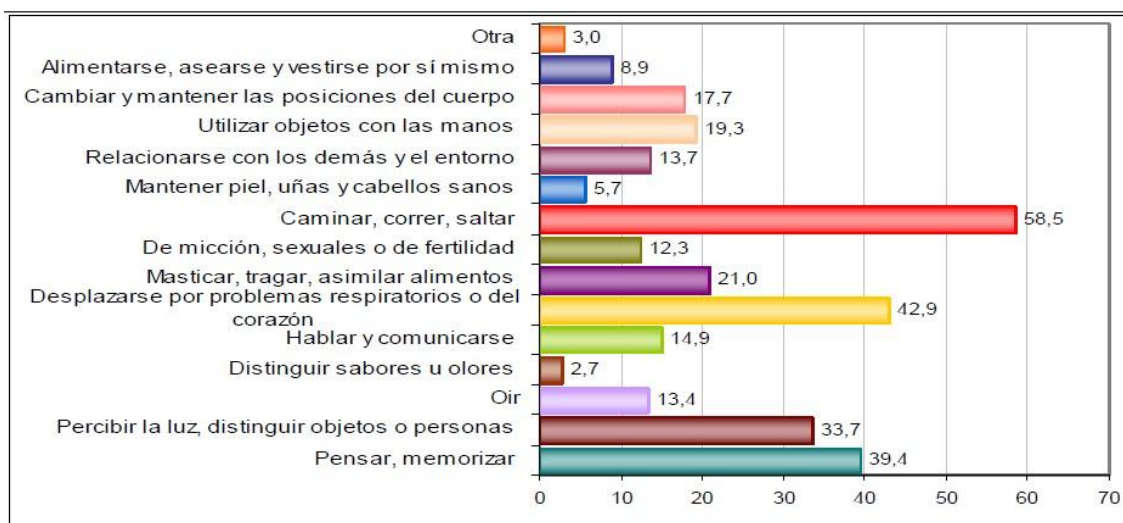
3 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Las personas en situación de discapacidad se ven afectadas por limitaciones y/o restricciones de sus actividades diarias, e incluso, son excluidos y rechazados en ocasiones por la sociedad, por consiguiente, la discapacidad es un conjunto de circunstancias complejas que refleja una interacción entre las características únicas y particulares del cuerpo humano, haciendo alusión a la persona discapacitada, y las características del lugar en donde vive, teniendo en cuenta aspectos como las condiciones geográficas y sociales de su entorno. Dicho fenómeno se refleja en la ausencia -debida a una deficiencia física- de la capacidad de desarrollar una actividad, en la forma o dentro del margen que se considera “normal” para cualquier sujeto de las mismas características (género, edad, etc.)

La limitación de una persona en ningún caso podrá ser motivo para obstaculizar una vinculación educativa, laboral y/o de participación en lugares públicos o privados; de lo anterior, se ocasionaría que el individuo en situación de discapacidad se sienta rechazado o incapaz de realizar alguna actividad productiva.

La problemática se evidencia en la encuesta realizada por el Departamento Administrativo Nacional de Estadísticas (DANE) en Bogotá para el mes de septiembre de 2007, donde evalúa las limitaciones de las actividades cotidianas, en ésta, manifiesta el resultado de dichas deficiencias, la totalidad de las personas reportan algún tipo de dificultad o limitaciones para realizar sus actividades diarias como se observa en el Gráfica 1, la dificultad más frecuente está relacionada con las actividades de caminar, correr o saltar, la cual afecta a un 58,5% de las personas en situación de discapacidad. (DANE. Dirección de Censos y Demografía, 2007)

Gráfica 1 Bogotá. Distribución porcentual de las personas registradas, según dificultades en el desarrollo de las actividades diarias – 2007



Fuente: DANE. Dirección de Censos y Demografía.

La legislación para las personas en situación de discapacidad ha ido evolucionando gracias a la preocupación de los propios discapacitados, las fundaciones que les prestan servicios y de la comunidad en general, que cada día es más consciente de las problemáticas que deben vivir estas personas. De acuerdo con esto, la temática a desarrollar involucra el análisis de la Ley 1618 de 2013, la cual establece las disposiciones para garantizar el pleno ejercicio de los derechos de las personas con discapacidad.

Habría que decir también, las ineficiencias del sistema de salud que rigen en Colombia, donde a una persona con la ausencia de un miembro –para el caso de estudio, miembro inferior-, se le brinda un par de muletas, para evitar de esta manera, gastos en una prótesis y en su posterior rehabilitación.

4 ESTADO DEL ARTE

A continuación se presenta la información recolectada acerca de la fabricación de prótesis para desarticulación de cadera en el exterior, e información sobre los estudios realizados a nivel nacional, dado que en Colombia no se manufacturan este tipo de prótesis.

4.1 Desarrollo en el Exterior

4.1.1 Desarrollos de Ottobock

4.1.1.1 Articulación de Cadera Hélix 3D

La Helix3D es la primera articulación de cadera protésica en el mundo que controla de manera hidráulica movimientos tridimensionales en la fase de apoyo e impulsión. (Ottobock)



Figura 1 Articulación Helix 3D

Características de este diseño

Sirve de ayuda al comienzo de la fase de impulsión del usuario de la prótesis mediante resortes integrados de tracción. La energía acumulada en la fase de apoyo se emplea para compensar la ausencia de musculatura de la cadera en el comienzo de la fase de impulsión y reducir el esfuerzo necesario al caminar.

Controla el movimiento tridimensional durante todo el ciclo de la marcha.

Posibilita un apoyo del pie controlado y amortiguado en la fase de apoyo con una notable reducción de la hiperlordosis (aumento en la curvatura de la columna vertebral, ya sea, cervical, dorsal o lumbar), así como una extensión armónica de la articulación de cadera. Se hace posible una flexión controlada y regular sobre la prótesis bajo una carga completa.

Permite el ajuste individual de la longitud del paso y el control de los movimientos oscilantes en la fase de impulsión.

4.1.1.2 Articulación de Cadera 7E7

La parte superior de la articulación de cadera se conecta a la pletina laminada en la cesta pélvica y se une con la parte inferior a través del eje de la cadera. El dispositivo de extensión ajustable está situado en la parte inferior de la articulación. El dispositivo limita el movimiento en la marcha por medio de la tensión de un resorte. La articulación tiene poca altura de montaje para evitar una descolocación de la pelvis en posición sentada. La Abducción/aducción así como la flexión/extensión se regulan de forma continua. (Ottobock)



Figura 2 Articulación de Cadera 7E7

4.1.1.3 Articulación de Cadera 7E4

Muy similar en diseño a la Articulación Modular de Cadera 7E5. En lugar del bloqueo lleva incorporado un dispositivo de extensión con gomas elásticas de tracción en la parte lateral y tope regulable. El dispositivo de extensión limita el movimiento de la articulación en la marcha. (Ottobock)



Figura 3 Articulación de Cadera 7E4

4.1.1.4 Articulación de Cadera 7E5

La articulación de cadera se atornilla mediante la bisagra de doble acción con la pletina laminada en la cesta pélvica. El bloqueo incorporado asegura la articulación automáticamente en posición extendida. Se puede desbloquear por medio de una palanca. La extensión y la flexión se ajustan mediante deslizamiento de la abrazadera en el tubo. La rotación de la cadera es ajustable. (Ottobock)



Figura 4 Articulación de Cadera 7E5

4.1.2 Desarrollos de ST&G CORPORATION

4.1.2.1 Articulación de la Cadera con Extensión Interna

Las articulaciones de cadera 1330T/S tienen una extensión interna del dispositivo de asistencia que se puede ajustar a las necesidades del paciente. El conjunto también se puede ajustar para dar flexión de la cadera así como la rotación. (ST&G Corporation, 2014)



Figura 5 Articulación de Cadera 1330T/S

4.1.2.2 Articulación de la Cadera con Extensión

La articulación de cadera 1331A es de aluminio y acero. El conjunto de ayuda externa, proporciona las necesidades básicas a un costo menor. (ST&G Corporation, 2014)



Figura 6 Articulación de Cadera 1330T/S

4.1.2.3 Articulación de la cadera con 4 Barras

La articulación de cadera 1332A es la más adecuada para ser utilizada en la desarticulación de cadera, con alto grado de seguridad. La construcción del marco es de aleación de aluminio súper ligero y de 4 barras que proporciona un buen control de seguridad. (ST&G Corporation, 2014)



Figura 7 Articulación de Cadera 1332A

5 JUSTIFICACIÓN

El sistema de salud actual en Colombia no subsana o suple las necesidades requeridas por las personas en situación de discapacidad satisfactoriamente, por el contrario, en la mayoría de los casos se restringen o limitan las posibilidades que las personas discapacitadas por amputaciones puedan tener una movilidad autónoma, confiable y accesible para cualquier nivel económico del país, debido a que nacionalmente no se fabrican prótesis de calidad, incrementando el costo de las mismas considerablemente.

Una de las amputaciones más complejas que existe, es la desarticulación de cadera, en donde el paciente pierde completamente una o ambas piernas, ya sea por una enfermedad, un accidente o cualquier otro evento desafortunado.

Por esta razón, se hace necesaria la construcción de una articulación de cadera nacional que no requiera grandes inversiones de dinero para su fabricación, ya que las existentes en el mercado mundial tienen un costo elevado, ocasionando que las personas en condición de discapacidad y con bajos recursos económicos no puedan adquirirlas para mejorar su calidad de vida.

Con el objeto de suplir las necesidades de las personas que sufren desarticulación de cadera, se trabaja en mutua colaboración con la Fundación FUNDAFE, con el propósito de desarrollar el diseño y construcción de un prototipo de articulación, que será puesta a disposición de la fundación y su comunidad beneficiaria, supliendo la carencia de estas articulaciones en el

mercado nacional, otorgando una ayuda inmediata a las personas discapacitadas en pro de su participación y vinculación a la sociedad.

6 OBJETIVO GENERAL

Diseñar y fabricar un prototipo de articulación para una prótesis de desarticulación de cadera, que pueda ser utilizada por la Fundación FUNDAFE (Fundación Fuente de Esperanza).

6.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Desarrollar un estudio donde se pueda analizar el patrón de marcha de un individuo.
- Definir la geometría y dimensiones de la articulación de cadera, con el fin de construir la misma mediante un software de diseño asistido por computador (CAD).
- Analizar mediante un Software CAD, las relaciones cinemáticas de la articulación previamente parametrizada.
- Determinar por software de análisis de elementos finitos (FEA) los esfuerzos debido a cargas estáticas y dinámicas que soportará la articulación en su funcionamiento.
- Construir un modelo físico a escala real de la articulación, para observar la interacción entre sus elementos, sin ser instalada en una prótesis para desarticulación de cadera completa.

7 MARCO TEÓRICO

A continuación se presenta el conjunto de conceptos, definiciones e hipótesis que tienen estrecha relación con el problema a investigar, a fin de abarcar con la mayor claridad posible los temas que competen directamente con la ejecución del proyecto.

7.1 MARCO CONCEPTUAL

En este apartado se entrega al lector definiciones teóricas con el ánimo de caracterizar ciertos tópicos puntualmente, que intervienen en el proceso de la investigación.

7.1.1 Discapacidad:

Aquellas personas que tengan deficiencias físicas, mentales, intelectuales o sensoriales a mediano y largo plazo que, al interactuar con diversas barreras incluyendo las actitudinales, puedan impedir su participación plena y efectiva en la sociedad, en igualdad de condiciones con las demás.

"La discapacidad es un concepto que evoluciona y que resulta de la interacción entre las personas con deficiencias y las barreras debidas a la actitud y al entorno que evitan su participación plena y efectiva en la sociedad, en igualdad de condiciones con las demás". (ONU, 2006)

7.1.2 Movilidad reducida:

Es la restricción para desplazarse que presentan algunas personas debido a una discapacidad, presentando limitación en su capacidad de relacionarse con el entorno.

7.1.3 Inclusión social:

Es un proceso que asegura que todas las personas tengan las mismas oportunidades, y la posibilidad real y efectiva de acceder, participar, relacionarse y disfrutar de un bien, servicio o ambiente, junto con los demás ciudadanos, sin

ninguna limitación o restricción por motivo de discapacidad, mediante acciones concretas que ayuden a mejorar la calidad de vida de las personas con discapacidad.

7.1.4 Acceso y accesibilidad:

Condiciones y medidas pertinentes que deben cumplir las instalaciones y los servicios de información para adaptar el entorno, productos y servicios, así como los objetos, herramientas y utensilios, con el fin de asegurar el acceso de las personas con discapacidad, en igualdad de condiciones, al entorno físico, el transporte, la información y las comunicaciones, incluidos los sistemas y las tecnologías de la información y las comunicaciones, tanto en zonas urbanas como rurales. Las ayudas técnicas se harán con tecnología apropiada teniendo en cuenta estatura, tamaño, peso y necesidad de la persona.

7.1.5 Deficiencia motora:

Es toda pérdida o anomalía que altera las funciones neuromusculoesqueléticas y/o estructuras del sistema nervioso y relacionado con el movimiento, que limitan al individuo, principalmente en la ejecución de actividades de forma autónoma.

7.1.6 Rehabilitación física:

Se refiere a un proceso destinado a eliminar o reducir en la medida de lo posible la restricción en las actividades de las personas con discapacidad y permitirles ser más independientes.

La mayoría de las personas con discapacidad requieren el uso de los dispositivos ortoprotésicos que les pueden ayudar a mejorar su calidad de vida. Entre estos dispositivos las órtesis y prótesis. (Comité Internacional de la Cruz Roja, 2013)

7.1.7 Órtesis:

Se refiere a un dispositivo aplicado externamente y utilizando para modificar las características estructurales y funcionales de los sistemas neuromuscular y esquelético. (Comité Internacional de la Cruz Roja, 2013)

7.1.8 Prótesis:

Se refiere a un dispositivo externo aplicado y utilizado para sustituir, parcialmente o totalmente una parte del cuerpo. (Comité Internacional de la Cruz Roja, 2013)

7.1.9 Desarticulación de cadera

La desarticulación de cadera es la extirpación quirúrgica de toda la extremidad inferior a nivel de la cadera. Una desarticulación tradicional de cadera se lleva a cabo separando la cabeza del fémur de la fosa de la cadera, mientras que la versión modificada conserva una pequeña parte del fémur proximal (superior) para mejorar el contorno de la desarticulación y sentarse sea más cómodo. Una desarticulación de cadera suele ser el resultado de traumatismos, tumores y graves infecciones, como la fascitis necrotizante (conocida comúnmente como bacteria come-carne). Más raras veces, es el resultado de una enfermedad vascular y de complicaciones relacionadas con la diabetes.

7.1.10 Prótesis de desarticulación de la cadera

Hay tres niveles de amputación a los que se adaptan prótesis similares a las de desarticulación de la cadera:

- 1) La amputación por encima de la rodilla muy corta, por encima del trocánter menor.
- 2) La desarticulación de la cadera propiamente dicha.
- 3) La hemipelvectomía, en la cual se amputa toda o parte de la hemipelvis, con la pelvis seccionada cerca de la articulación sacroilíaca, 0 Por ella misma Y Por

la sínfisis del pubis, y con una extirpación muy extensa de la musculatura glútea y abdominal.

7.1.11 Tipos de Encaje

Todos los encajes para amputaciones altas son de contacto total, contruidos en plástico laminado y que tienen características biomecánicas similares. Las diferencias en los diseños del encaje dependen, principalmente, del tipo y cantidad de tejidos que quedan para apoyar el peso y conseguir la suspensión.

7.1.12 Encaje básico

El encaje de plástico para desarticulación de la cadera consiste en una cesta que contiene la pelvis, la rodea firmemente, reduciendo el movimiento muñón-encaje. Está debidamente conformada sobre las prominencias óseas, en especial las espinas ilíacas anterior y posterior, y las apófisis espinosas de las vértebras. El peso se descarga principalmente en la tuberosidad isquiática y en la musculatura glútea que queda. El encaje se debe adaptar cuidadosamente alrededor de la tuberosidad isquiática y debe mantener una firme presión en los tejidos glúteos adyacentes.

Se consigue suficiente apoyo en estos tejidos por la deformación del molde de escayola, colocándolo en posición de apoyo (figura 8). Las secciones posterior y anterior del encaje disminuyen el movimiento anteroposterior del encaje en la pelvis, evitando la presión en la región inguinal.

El encaje se abre anterolateralmente, para aumentar la estabilidad sagital. La parte que tiene que soportar el peso se construye de plástico posterior y contralaterales, lo que permite abrir la parte anterior para colocarse la prótesis. La suspensión se consigue por medio de muescas en el encaje por encima de las crestas ilíacas. Estas depresiones también ayudan a evitar la rotación y sirven de guía para conseguir una buena colocación de la prótesis.

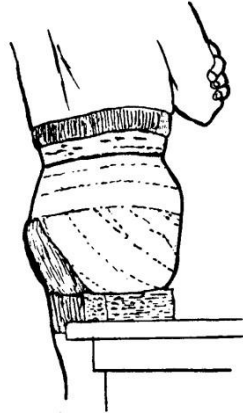


Figura 8 Encaje básico para prótesis

7.1.13 Encajes Diagonales

El encaje diagonal (Figura 9), está diseñado especialmente para amputaciones a nivel del trocánter menor, ya que comprime en el área, entre el trocánter mayor y la cresta ilíaca, y con ello se consigue una buena suspensión. El encaje diagonal como el encaje básico Canadiense, tiene la abertura para ponerse la prótesis hacia el lado sano.

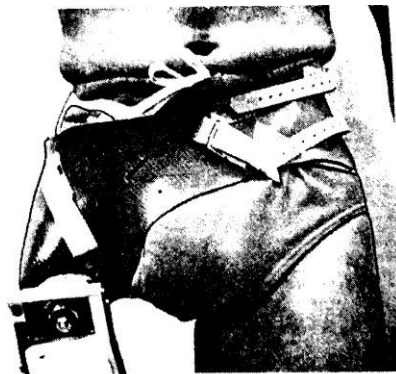


Figura 9 Encajes diagonales para Prótesis

La suspensión del encaje sobre la cresta ilíaca, se lleva a cabo por un cuidadoso modelado del lado normal y por una cinta que pasa sobre la cresta ilíaca en el lado amputado (Figura 10). Con ello se consigue una buena sujeción que evita que el muñón se salga del encaje y se pueda ajustar suavemente, tensando la correa. El encaje es ligero y permite que la ropa quede más natural en el lado de la amputación.



Figura 4

Figura 10 Encajes diagonales para Prótesis

7.1.14 Encaje para Hemipelvectomía

El encaje para hemipelvectomía (figura 11) debe cubrir toda la cavidad abdominal. Lo que queda del torso, incluyendo los órganos abdominales, se puede comparar a un saco lleno de líquido. El líquido contenido en un contenedor rígido es bastante incompresible y es capaz de soportar peso. El encaje está diseñado así para conseguir unas paredes duras que protejan y compriman las vísceras abdominales y que permitan que estos órganos resistan la presión en la carga. El tejido blando del abdomen debe comprimirse hacia arriba y hacia el centro (véanse las flechas de la figura 11), para que quede con la firmeza necesaria para soportar el peso del cuerpo adecuadamente. El encaje debe estar conformado de tal forma que no produzca presión sobre la vejiga que no tiene protección. La presión en el área inferior del abdomen hace que el paciente tenga la sensación de tener la vejiga continuamente llena.

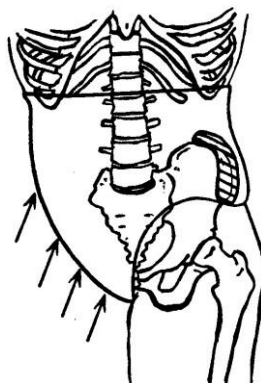


Figura 11 Encaje para Hemipelvectomía

El borde proximal del encaje debe llegar a la altura de la décima costilla, y así lo que queda del torso está sujeto por la caja torácica, la pared abdominal y la estructura ósea de la pelvis contra lateral.

Como el borde superior del encaje restringe la flexión del tronco, se deja a veces el borde superior todavía más alto. Esta variación termina en su parte superior, justo por debajo del reborde costal y lleva una pieza abdominal de tejido elástico firme, que realiza la compresión abdominal necesaria para poder soportar el peso. Los pacientes obesos, sin embargo, necesitan que el encaje llegue más alto para que el margen costal pueda compartir el peso. Los pacientes más delgados necesitan solamente la compresión abdominal por delante y una firme sujeción por detrás, sobre las costillas once y doce.

8 METODOLOGÍA

A continuación se presenta la metodología que se pretende llevar a cabo para desarrollar el proyecto.

Etapas 1.

Contactar a los directores de la Fundación Fuente de Esperanza, con el fin de validar la viabilidad de la investigación, y contar con su aprobación. Presentando la idea del proyecto, objetivos y alcances del mismo. Con el ánimo de estructurar la idea y que su implementación sea un beneficio mutuo.

Etapas 2.

Recopilar información inicial de las prótesis para desarticulación de cadera, teniendo en cuenta todas sus características principales, acudiendo a diferentes fuentes de información siendo estas, nacionales e internacionales, con el objeto de constituir la propuesta de proyecto con el apoyo del tutor y los directivos de la fundación.

Etapas 3.

Determinar las condiciones iniciales de diseño del prototipo de articulación, teniendo como limitante el presupuesto de inversión, tamaño, peso, material y resistencia, mediante una matriz QFD. El prototipo será analizado posteriormente por medio de un software CAD

Etapas 4.

Analizar el estudio del patrón de marcha de un individuo con características estándar de desplazamiento con miembros inferiores, con el objeto de revisar el comportamiento que tiene la articulación, para que se acople a la marcha de una persona con desarticulación de cadera.

Etapa 5.

Definir la geometría y dimensiones de la articulación de cadera, con el fin de construir la misma mediante un software de diseño asistido por computador (CAD). Consolidar los planos de fabricación del diseño realizado, teniendo en cuenta el cumplimiento de los parámetros previamente descritos.

Etapa 6.

Fabricación de un prototipo de articulación, a escala real para, observar la interacción entre sus elementos, sin ser instalada en una prótesis para desarticulación de cadera completa.

9 CRONOGRAMA

#	Actividad	Mes 1				Mes 2				Mes 3				Mes 4				Mes 5				Mes 6			
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24
1	Contactar a los directores de la Fundación Fuente de Esperanza, con el fin de validar la viabilidad de la investigación, y contar con su aprobación.	█																							
2	Recopilar información inicial de las prótesis para desarticulación de cadera, teniendo en cuenta todas sus características principales.	█	█																						
3	Construcción del documento de propuesta de anteproyecto.		█	█																					
4	Consolidación de la propuesta de proyecto con ayuda los directivos de FUNDAFE, y el tutor de la investigación				█																				
5	Determinar las condiciones iniciales de diseño de la articulación, teniendo como limitante el presupuesto de inversión, tamaño, peso, material y resistencia.					█	█	█	█																
6	Desarrollar un estudio donde se pueda analizar el patrón de marcha de un individuo.								█	█															
7	Definir la geometría y dimensiones de la articulación de cadera, con el fin de construir la misma mediante un software de diseño asistido por computador (CAD).											█	█	█	█	█									
8	Analizar mediante un Software CAD, las relaciones cinemáticas de la articulación previamente parametrizada.																	█	█	█					
9	Determinar por software de análisis de elementos finitos (FEA) los esfuerzos debido a cargas estáticas y dinámicas que soportará la articulación en su funcionamiento.																				█	█	█		
10	Construir un modelo físico a escala real del prototipo de articulación, para observar la interacción entre sus elementos, sin ser instalada en una prótesis para desarticulación de cadera completa.																				█	█	█	█	
11	Realizar el documento (Diseño y desarrollo de un prototipo de prótesis de cadera)												█	█	█	█									

Tabla 1 Cronograma de actividades

10 PRESUPUESTO

Item	Unidad	Valor Unitario	No. Unidades	Subtotal	Fuente de Financiación
Papelería	Hoja	\$ 100,00	300	\$ 30.000,00	Propia
Encuadernación	Bellobind	\$ 8.000,00	4	\$ 32.000,00	Propia
Impresión de borradores	Hoja	\$ 50,00	100	\$ 5.000,00	Propia
Impresión documento final	Hoja	\$ 200,00	80	\$ 16.000,00	Propia
Mano de Obra/Investigación	Hora	\$ 6.200,00	400	\$ 2.480.000,00	Propia
Asesorías Académicas	Hora	\$ 22.500,00	30	\$ 675.000,00	Propia
Materia Prima	Kilos	\$ 5.000,00	10	\$ 50.000,00	Propia
Subtotal				\$ 3.288.000,00	
Imprevistos 10% del Subtotal				\$ 328.800,00	
TOTAL				\$ 3.616.800,00	

Tabla 2 Presupuesto del proyecto

11 BIBLIOGRAFÍA

- Comité Internacional de la Cruz Roja. (2013). *Rehabilitación física amputados de miembro inferior*. Bogotá, Colombia: CICR.
- DANE. Dirección de Censos y Demografía. (Septiembre de 2007). *DANE- Departamento Administrativo Nacional de Estadística*. Recuperado el 27 de Marzo de 2011, de <http://www.dane.gov.co/files/investigaciones/discapacidad/Bogota%20SEPT%202007.pdf>
- ONU. (2006). *Ministerio de Salud*. Recuperado el 11 de Marzo de 2015, de <http://www.minsalud.gov.co/Documentos%20y%20Publicaciones/Convenciones%20sobre%20los%20Derechos%20de%20las%20Personas%20con%20Discapacidad%20Protocolo%20Facultativo.pdf>
- Ottobock. (s.f.). Recuperado el 20 de Abril de 2015, de http://media.ottobock.com/_web-site/prosthetics/lower-limb/helix-3d/images/7e10helix_1_1_teaser_onecolumn_border.jpg
- Ottobock. (s.f.). Recuperado el 21 de Abril de 2015, de http://www.ottobock.com/cps/rde/xchg/ob_com_en/hs.xsl/6391.html
- ST&G Corporation. (2014). *Prosthetics and Orthotics*. Seul: ST&G Corporation.