


**UNIVERSIDAD DISTRITAL "FRANCISCO JOSÉ DE CALDAS" - FACULTAD TECNOLÓGICA
PROYECTO CURRICULAR DE TECNOLOGÍA E INGENIERÍA MECÁNICA
FORMATO DE PROYECTOS DE GRADO**

Nº DE RADICACIÓN: _____

INFORMACIÓN EJECUTORES

Ejecutor 1

Nombre (s):	JOSÉ LEONADO	
Apellido (s):	RODRÍGUEZ BELTRÁN	
Código:	20121375013	
E-mail:	joserodriguez074@hotmail.com	
Teléfono fijo:	716 04 88	
Celular:	317 457 40 79	

Ejecutor 2

Nombre (s):	SERGIO STEVEN	
Apellido (s):	RODRÍGUEZ MOYA	
Código:	20121375028	
E-mail:	seraiora@hotmail.com	
Teléfono fijo:	261 72 53	
Celular:	312 554 33 92	

INFORMACIÓN DEL PROYECTO

Título del Proyecto:	Diseño de un dispositivo que determine la durabilidad de una prótesis de pie tipo SACH	
Duración (estimada):	Seis 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:	Proyectos Científicos y Comunitarios	
Línea de Investigación de la Facultad*:	Desarrollo tecnológico local e institucional	
Línea de Investigación del Proyecto Curricular**:	Diseño en ingeniería mecánica y Bioingeniería	
Grupo de Investigación:		
Proyecto de Investigación:		
Áreas del conocimiento que involucra:		

INFORMACIÓN PASANTÍA

Nombre de la empresa:	
Dirección:	
Teléfonos:	
Correo electrónico:	
Página Web:	

INFORMACIÓN COMPLEMENTARIA

Director: (Vo. Bo.)	Ing. ANDRÉS GUILLERMO GUASCA GONZALEZ
Proyecto de Pasantía: (Tutor): (Vo. Bo.)	
Formulación Proyecto de Grado: (Profesor): (Vo. Bo.)	Ing. ANDRÉS GUILLERMO GUASCA GONZALEZ

DISEÑO DE UN DISPOSITIVO QUE DETERMINE LA DURABILIDAD DE UNA
PRÓTESIS DE PIE TIPO SACH

JOSÉ LEONARDO RODRÍGUEZ BELTRÁN
SERGIO STEVEN RODRÍGUEZ MOYA

UNIVERSIDAD DISTRITAL FRANCISCO JOSÉ DE CALDAS
FACULTAD TECNOLÓGICA
PROYECTO CURRICULAR INGENIERÍA MECÁNICA
BOGOTÁ D.C.
2013

DISEÑO DE UN DISPOSITIVO QUE DETERMINE LA DURABILIDAD DE UNA
PRÓTESIS DE PIE TIPO SACH

JOSÉ LEONARDO RODRÍGUEZ BELTRÁN
SERGIO STEVEN RODRÍGUEZ MOYA

Propuesta de proyecto para optar al título de Ingeniero Mecánico

UNIVERSIDAD DISTRITAL FRANCISCO JOSÉ DE CALDAS
FACULTAD TECNOLÓGICA
PROYECTO CURRICULAR INGENIERÍA MECÁNICA
BOGOTÁ D.C.
2013

TABLA DE CONTENIDO

	Pág.
0. INTRODUCCIÓN	3
1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	4
1.1. ESTADO DEL ARTE	6
1.2. JUSTIFICACIÓN	10
1.2.1. Económico e industrial.	10
2. OBJETIVOS	12
2.1. OBJETIVO GENERAL	12
2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS	12
3. MARCO TEÓRICO	13
3.1. PRINCIPIOS DE LA BIOMECANICA	13
3.2. BIOMECANICA DE LA MARCHA HUMANA	13
3.3. CICLO DE MARCHA Y FASES	14
3.3.1. Primer doble apoyo	15
3.3.2. Primer apoyo unilateral:	15
3.3.3. Segundo doble apoyo:	15
3.3.4. Segundo apoyo unilateral:	15
3.4. ANÁLISIS CINÉTICO	16
3.4.1. Fuerzas de reacción del suelo:	17
3.4.1.1. Fuerza de reacción vertical.	17
3.4.1.2. Fuerza de reacción longitudinal.	17
3.4.1.3. Fuerza de reacción lateral.	17
3.4.1.4. Fuerza de torsión.	18
3.6. FALLA POR FATIGA	21
3.7. NORMATIVIDAD	21
4. METODOLOGÍA	22

5. CRONOGRAMA	24
6. PRESUPUESTO Y FUENTES DE FINANCIACIÓN	26
6.1. PRESUPUESTO	26
6.2. FUENTES DE FINANCIACIÓN	27
BIBLIOGRAFÍA	28

ÍNDICE DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Ciclo de marcha	15
Figura 2. Ciclo de marcha 2	16
Figura 3. Reacciones en la marcha	17
Figura 4. Prótesis de pie	18
Figura 5. Amputaciones de pie	19

ÍNDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Materiales para el montaje del sistema	26
Tabla 2. Recursos administrativos	27

0. INTRODUCCIÓN

En la última década del siglo pasado empresas como *ottobock* vinieron realizando ensayos de falla para las prótesis de pie, todo con el propósito, de entregarle al afectado un producto que no sólo mejore su calidad de vida, sino que también sea de excelente calidad y a un precio razonable.

En Colombia, el desarrollo de pruebas de falla para los pie protésicos es casi inexistente, dado que no se producen en el país, sino que se importan a su vez, las empresas que manufacturan a nivel nacional no realizan los ensayos adecuados a sus productos, debido en parte a que el equipo no está disponible.

En la Universidad Distrital F. J. C. se han realizado prototipos de funcionamiento netamente mecánico que buscan realizar pruebas de falla, sin embargo, no han llegado a dar los resultados esperados, uno por su mal funcionamiento y el otro prototipo simulaba las cargas pero requería demasiada potencia para accionar el mecanismo. Este proyecto, busca diseñar un dispositivo hidráulico que estime la vida útil de una prótesis de pie tipo SACH, elaborada por el Centro Integral de Rehabilitación de Colombia (CIREC).

En primera instancia, se quiere realizar un análisis de marcha humana que permita estimar las cargas y esfuerzos generados por una persona al caminar, basándose en la norma NTC 4424 y de otros documentos que traten sobre marcha. Una vez obtenido los cálculos de cargas y esfuerzos se procede a elaborar el diseño, posteriormente se evaluarán los laboratorios de hidráulica y neumática de la Facultad Tecnológica, con el fin de poder realizar el montaje, se concluirá con la realización del montaje sobre dichos bancos, para evaluar el dispositivo.

El diseño a realizar, es indispensable para la industria fabricante de prótesis de pie y en especial para el CIREC, entidad colombiana que se encarga de la rehabilitación de los pacientes afectados por deficiencias en el sistema músculo – esquelético, se busca que el dispositivo permita a este tipo de entidades encontrar mediante ensayos, datos confiables que ayudarían a mejorar la calidad de su productos y traerá beneficios tanto para ellos como para los usuarios.

1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En la actualidad la gran mayoría de los discapacitados de miembro inferior no tienen acceso a prótesis fabricadas de alta calidad en fibra de carbono, sino las producidas de manera genérica, que aunque no estén mal fabricadas, no cuentan con un adecuado registro de su durabilidad, material, limitaciones y beneficios; datos indispensables para generar confiabilidad en el producto y satisfacción en el usuario.

Es evidente que para generar confiabilidad en las prótesis es necesario determinar su causa de falla, una vez determinado esto, es posible con los datos adquiridos evolucionar en cuanto a diseños, procesos y calidad de lo contrario se cometerían los mismos errores una y otra vez, que aunque en el momento de la producción no se hagan notorios, para el usuario pueden ser indispensables en el desempeño de sus actividades diarias y por lo tanto en la satisfacción del producto.

A lo anteriormente mencionado se suma el bajo desarrollo que tiene la biomecánica en el país y el agravante factor del conflicto interno que ha dejado cientos de personas en condición de discapacidad, ya sea por el conflicto directo o por consecuencia de las minas antipersona que ubica a la nación como la segunda de mayor afectación a nivel mundial según datos entregados por Daniel Ávila, Director del Programa Presidencial para la Acción Integral Contra las Minas Antipersonal, advierte que existen por lo menos 7 mil sobrevivientes de accidentes que quedaron con secuela como pérdida de extremidades y ceguera.

En cuanto al contexto global, en el mundo hay más de 500 millones de personas con discapacidad lo que equivale a un 10 por ciento de la población mundial. Aproximadamente dos tercios viven en los países en desarrollo. En algunos de estos países casi un 20 por ciento de la población total tiene algún tipo de discapacidad.¹

Entre las causas que suponen el mayor número de amputaciones de miembro inferior son: causas traumatológicas 34%, enfermedad vascular periférica 54%, cáncer 10% y causas congénitas 10%², a esos datos se adicionan los arrojados por el Dr. F Javier Aragón Sánchez del Hospital La Paloma en España que

¹ ONU, *“Las Naciones Unidas y las Personas con Discapacidad – Los Primeros Cincuenta Años”*, pg.1

² Alós Villacrosa, Jesús, *“Amputaciones de miembro inferior en cirugía vascular”*, Pg. 438

menciona que el pie diabético supone el 70% de las amputaciones de extremidades inferiores en Europa.

En cuanto se refiere a Colombia, según datos del DANE de abril de 2008, el porcentaje de personas a nivel nacional con limitaciones para caminar o moverse asciende al 29.32% del total de personas discapacitadas, siendo ésta la discapacidad de mayor prevalencia con el 1.84% de la población total³. Tomando datos del censo realizado por la misma institución en 1993 y analizando la tendencia de crecimiento, se podría estimar que las personas discapacitadas de miembro inferior en la actualidad corresponderían al 9.1% de la población discapacitada del país.

El contexto local del proyecto se puede identificar en los proyectos de grado de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas de la ciudad de Bogotá – Colombia, titulados: “*Diseño de una Máquina para ensayo de prótesis de reemplazo de miembros inferiores*” elaborado por Gonzales, Gabriel G. y Rivera Julián A. el cual se centraba en un mecanismo para prótesis tipo chopart⁴, y el proyecto: “*Diseño de un dispositivo Mecánico medidor de la durabilidad de las prótesis del pie CIREC*”, el cuál produjo un mecanismo por transmisión y eslabones para prótesis tipo SACH, que no es adecuado para realizar pruebas de falla, lo que se demostró en el proyecto “*Evaluación del Diseño del Dispositivo mecánico medidor de la vida útil de las prótesis de pie CIREC*”⁵.

Finalmente, cabe mencionar que el proyecto ésta encaminado a mejorar la calidad de vida de las personas discapacitadas de miembro inferior, que se han visto afectadas, ya sea por el conflicto interno del país o por enfermedades particulares y que ven en las prótesis una herramienta indispensable para llevar a cabo sus actividades cotidianas, buscando mejorar el diseño y la calidad de dichos elementos, se diseñará un mecanismo que permita realizar pruebas de falla a prótesis de miembro inferior y de ésta forma poder adquirir datos claves para el desarrollo de esta parte de la biomecánica.

³ Gómez Beltrán, Julio, “*Identificación de las personas con discapacidad en los territorios desde el rediseño del registro*”, DANE, Abril de 2008

⁴ Gonzales Gabriel, Rivera Julián, “*Diseño de una Máquina para ensayo de prótesis de reemplazo de miembros inferiores*”, pg. 24

⁵ Rodríguez José, Rodríguez Sergio, “*Evaluación del Diseño del Dispositivo mecánico medidor de la vida útil de las prótesis de pie CIREC*”, Universidad Distrital.

1.1. ESTADO DEL ARTE

Actualmente en el país se han desarrollado prótesis de alta calidad hechas en fibras de carbono, sin embargo la mayoría de discapacitados no cuentan con los recursos para obtener este tipo de prótesis, sino que acceden a aquellas producidas de modo genérico, y aunque no estén mal fabricadas, no poseen un registro de su vida útil, propiedades, ventajas y limitaciones, datos que son necesarios para mostrar confiabilidad en el producto y satisfacción en el cliente.

Inicialmente se procedió a la búsqueda de soluciones y antecedentes que hayan planteado un método o artefacto que me permita determina tanto la vida útil como las causas de falla de las prótesis de los cuales se han encontrado algunos de éstos:

En el artículo: "Fatigue testing of energy storing prosthetic feet", se describe un método simple para el ensayo de fatiga de los pies protésicos. Una máquina de ensayos de fatiga para los pies protésicos se diseñó como parte del programa de desarrollo de una prótesis que almacene energía (ESPF). El probador de la fatiga no simula el patrón de carga en el pie durante la marcha normal. Sin embargo, cargas cíclicas verticales se aplican a la puntera y el talón durante el golpeo del talón y el despegue de los dedos, respectivamente, de 500.000 ciclos. La carga máxima aplicada fue elegida para ser 1,5 veces superior al aplicado por el peso corporal del amputado y la frecuencia de prueba fue elegida para ser de 2 Hz a acortar la duración del ensayo. Cuatro pies protésicos fueron probados: TVO pies Lambda (un nuevo desarrollo ESPF), un pie SACH Kingsley y un pie SACH PROTEOR. (Toh & Goh, 1993)

El trabajo de grado de ingeniería biomecánica: "*Material fatigue in the prosthetic sach foot*", realizado en Melbourne (Australia) en 1997 en la universidad de *La Troupe*, se hace un recuento detallado de los ensayos de falla a un pie protésico tipo SACH, la máquina en la que fueron realizados los ensayos fueron fabricados por el autor, el cual, hace un recuento detallado de la elaboración de la máquina y el proceso consecuente de ensayo de la prótesis, menciona lo relacionado con las cargas en cada ensayo y para cada tipo de pie, cabe destacar que, uno de las prótesis de pie a evaluar fue tipo SACH. (Royen, 1997)

La universidad de Northwestern en Chicago, posee un programa encargado del desarrollo de rehabilitación de pacientes con amputaciones y una sección dedicada a la investigación con lo relacionado a las prótesis, además, en sus instalaciones cuenta con un laboratorio de mecánica que posee los equipos para el estudio de falla por fatiga de las prótesis de pie, la máquina utilizada para los

ensayos de fatiga, es de pistones neumáticos, y aunque garantiza la deformación del pie, se concentra solamente en la falla por flexión, vale la pena destacar, que la máquina utilizada en la realización del proyecto evalúa la fricción involucrada en la caminata. (Medicine, 2007)

Existe una prótesis denominada “*Niagara Foot*”, diseñada por los ingenieros canadienses: Tara Ziolo, B.Sc.E, Rad Zdero, Ph.D, Tim Bryant, Ph.D, P.Eng. Para la cual crearon una máquina que les permitiera medir el comportamiento de su producto, consecuente con la norma ISO 10328:96. De esta forma, pudieron emprender el análisis que les permitiría determinar la falla de su diseño, así mismo, con la máquina analizaron otros tipos de pie protésicos, entre ellos, el tipo SACH. Lo principal del asunto, es que los diseñadores aplicaron las normas de falla por fatiga a sus diseños para determinar su calidad, la máquina que evalúa el comportamiento del pie utilizado por la compañía, es de pistones neumáticos y al igual que la utilizada por la universidad de Northwestern, –previamente mencionada- se enfoca en la deformación por flexión. (Ziolo, B.Sc.E, Bryant, & Eng)

El artículo “*A methodology for studying the effects of various types of prosthetic feet on the biomechanics of transfemoral amputee gait*”, presenta una metodología desarrollada para el estudio de los efectos de varios tipos de pies protésicos sobre la marcha de los pacientes con amputación transfemoral se muestra un análisis en tres planos de movimiento, no sólo de la prótesis sino también la extremidad sana, proporcionando información importante sobre el rendimiento de los pies protésicos. Se realizaron pruebas a dos amputados transfemorales (hombres) con cuatro pies protésicos diferentes: la Springlite® II, Carbon Copy® III, Seattle Lightfoot® y el pie Multiflex®. Se presenta un análisis detallado de los resultados de un amputado y un resumen de los resultados más importantes del segundo sujeto. Las pruebas se llevaron a cabo a temperatura normal a una velocidad de marcha de 1,16 m/s y a otra de 1,56 m/s. Tres dimensiones de análisis de la marcha se llevaron a cabo para derivar las curvas de tiempo de los ángulos de las articulaciones, momentos intersegmentales y en la potencia ejercida por del tobillo, rodilla y cadera en ambos lados de las prótesis. Se evidencia un primer pico más alto de la fuerza de reacción del suelo con los Seattle Lightfoot® en comparación con la Springlite® II, que probablemente se ocasiona por la orientación de ángulo menor por la flexión dorsal con el anterior. En comparación con los otros dos pies, el Carbon Copy® III y Springlite® II mostraron mayores momentos de prótesis dorsiflexión y energía positiva a finales de postura, lo que podría ayudar en el empuje. Las cargas intersegmentarias 3D en el tobillo y la rodilla se pueden utilizar como una guía para el diseño y para la compilación de las normas para las

pruebas de prótesis del miembro inferior que incorporan pies flexibles. (Linden, 1999)

En el artículo, “*Metallurgical Failure Analysis of Various Implant Materials Used in Orthopedic Applications*”, investigaron los implantes hechos de aleación de titanio Ti6A14V y acero 316L, utilizados para la elaboración de prótesis, en éstos encontraron nueve casos de fallas metalúrgicas en prótesis de cadera, placas de compresión femoral, placas con clavos femorales, varillas vertebrales, implantes vertebrales y clavos intramedulares fabricados a partir de acero inoxidable y aleación de titanio. Las causas más comunes de fallos en los implantes evaluados fueron la fatiga por corrosión bajo tensión y desgaste. Otros factores que contribuyeron a las fallas fueron errores de producción, existencia de inclusiones, los cuellos de botella en las rutas de fabricación y el aflojamiento del material de implante de hueso debido a la falta de osteointegración.

Las fallas son los aspectos más importantes del comportamiento de materiales para implantes e influye en la elección de los materiales y métodos de producción en la industria manufacturera. Debido a las muchas variables implicadas, análisis de fallos de implante es un área compleja de estudio. A pesar de la diligencia en su diseño, instalación, operación y mecanizado, componentes fallan. Aunque sólo una pequeña fracción de los implantes fallan, el fracaso es una ocurrencia común debido a la gran cantidad de implantes, por lo que el análisis de fallos sigue siendo un tema sumamente importante. El establecimiento de las causas del fracaso proporciona información para la mejora del diseño, procedimientos de operación y la utilización de componentes. Las causas del fracaso de los componentes del implante se puede dividir en varias categorías: mal uso, errores de montaje o de implantación; errores de diseño, incluyendo la selección inadecuada de los materiales; corrosión, fatiga de corrosión y desgaste. (Aksakal, 2004)

En el trabajo “*Test bench for full-scale cycling of prosthesis: Artificial lower limb*”, A modo de ventaja comparativa y en lo que se refiere a la prueba de desgaste de los productos a gran escala, relata que se ha avanzado considerablemente en los problemas de ingeniería que aparecen en la construcción, en materia de optimización de material, fabricación, métodos, y la incorporación de los productos que operan bajo condiciones de carga cíclica.

El artículo describe un nuevo banco de pruebas de carga cíclica a gran escala para prótesis de miembro inferior, afirma que es una construcción compleja que contiene articulado el tobillo y articulaciones de las rodillas, cuya exitosa operación

requiere de la verificación en el curso de desarrollo experimental y la optimización de las variantes tecnológicas de diseño durante las pruebas de laboratorio.

En este sentido, se plantea un problema técnico de diseño y fabricación de una gama completa de ensayo de banco de datos sobre el funcionamiento real de un miembro artificial. Los resultados de dichas investigaciones son críticas para la obtención de índices de confiabilidad y determinación de una base de comparación, que se elige en función de la prueba y sirve como un criterio de mejoramiento.

En el trabajo, se describe todo lo relacionado con las cargas cíclicas que se utilizan en la caminata, las cargas cíclicas y a su vez, describe situaciones sobre la operación de caminar expuesta a situaciones complejas, posteriormente relata el desarrollo de las pruebas dinámicas, donde finalmente concluyen sobre las cargas ejercidas y sobre el régimen que se estudió. (Elokurov & Pavlovskii, 2002)

Después de observar los avances hechos a nivel global, ahora se va a mostrar los concernientes a nivel local, más explícitamente en la Universidad Distrital Francisco José de Caldas, Facultad Tecnológica; los cuales permitieron el planteamiento del diseño del dispositivo hidráulico:

En el documento de grado, *“Diseño de una máquina para ensayo de prótesis de reemplazo de miembros inferiores”* se diseñó un dispositivo que se sometiera a cargas dinámicas para una prótesis tipo chopart, que simulaba dinámicamente el comportamiento del pie, sus cargas y condiciones durante la marcha. Consistía en un sistema accionado por un motor que permitía transmitir el movimiento a través de eslabones hasta la prótesis, al probar el mecanismo con una prótesis se permitieron observar algunas características de la marcha humana, como por ejemplo la flexión ejercida en la zona metatarsiana, sometimiento de la prótesis al peso aproximado de la persona, altura de paso, entre otros. Una de las desventajas es que el dispositivo requería una gran cantidad de potencia para ser accionado, adicionalmente ocupaba mucho espacio, el cual puede ser aprovechado para alguna otra función. (GONZÁLEZ RIVEROS & RIVERA CÓRDOBA, 2007)

Adicionalmente, en el proyecto de grado *“Diseño De Un Dispositivo Mecánico Medidor De La Durabilidad De Las Prótesis de Pie CIREC”*, (Gutiérrez Jiménez & Torres Torres, 2009) buscaron realizar un mecanismo que fuera compacto con relación al proyecto *“Diseño de una máquina para ensayo de prótesis de reemplazo de miembros inferiores”* y que además simulara las cargas dinámicas, sin embargo, este dispositivo presentaba grandes falencias desde el diseño hasta

la construcción, lo cual se demostró en el proyecto de grado “*Evaluación Del Diseño Del Dispositivo Mecánico Medidor De La Vida Útil De Las Prótesis De Pie CIREC*” (Rodríguez B. & Rodríguez M., 2011)

Por los antecedentes anteriormente mencionados, y en especial por los diseños desarrollados en la Universidad Distrital se vio la necesidad de plantear un dispositivo que satisfaga las condiciones requeridas para simular las cargas presentadas en la marcha humana.

1.2. JUSTIFICACIÓN

Como bien se sabe varias industrias que fabrican a gran escala, se ven obligadas a realizar ensayos con el fin de evaluar la calidad del producto, ya sea por métodos estadísticos, registros, u otros métodos; independientemente del caso, las pruebas más que requerimientos de instituciones normalizadoras, son una necesidad para toda compañía que produzca artículos, puesto que dan vía al mejoramiento de sus productos y al aumento de la competitividad. Cabe resaltar que las pruebas hechas a los productos deben cumplir con la normatividad establecida para tal fin, de lo contrario los valores encontrados por el fabricante no serán comparables con estándares establecidos.

Para ello se han diseñado y/o construido dispositivos que facilitan la realización de ensayos para un producto, sin embargo hay artefactos que no dan confiabilidad en el resultado de las pruebas, que muchas veces implica el rediseño o plantear una solución acorde a la necesidad, considerando lo anterior se pretende diseñar un dispositivo que estime la vida útil de una prótesis de pie tipo SACH, elaborada por el Centro Integral de Rehabilitación de Colombia (CIREC), cabe destacar que no se realizará la construcción del dispositivo, debido a los altos costos de algunos de sus componentes como: bomba, tanque de almacenamiento, entre otros; sin embargo se utilizarán los recursos, con los que cuenta la universidad, con el fin de evaluar el diseño.

Este diseño se justificará de acuerdo a los siguientes ámbitos:

1.2.1. Económico e industrial. Una compañía le resulta más rentable realizar pruebas o estudios a sus artículos, para garantizar su calidad, que reponerlos o llegado el caso pagar por demandas lo cual implica no solo disminuir el activo de la empresa, sino que puede poner entre dicho el nombre de ésta.

El diseño del dispositivo hidráulico, dará una mayor confiabilidad a las pruebas de durabilidad hechas a las prótesis de pie CIREC, de esta forma determinar su vida útil, dando garantía al producto y optimizando su calidad, haciendo que los fabricantes nacionales sean más competentes en el mercado internacional, porque ofrecería un producto de altos estándares, el ahorro económico se reflejaría en evitar las posibles demandas por deficiencia de producto y también sería posible bajar el costo de materiales, si la evaluación de las pruebas mostrase un comportamiento óptimo, disminuirían los precios de venta, haciendo el producto más accesible al público.

1.2.2. Tecnológico y social. Con este diseño se quiere aumentar la confiabilidad, en los ensayos hechos a las prótesis, ya que el sistema hidráulico permite realizar la fuerza suficiente para recrear las cargas que ejerce el ser humano al caminar, con un menor aporte de potencia en comparación del sistema mecánico, el tipo de componentes lo hace más compacto, debido a que sus partes son en cierta medida normalizadas y se pueden encontrar con facilidad en el mercado en caso de reemplazo o mantenimiento, además la graduación en la presión de los cilindros, permite modificar las cargas lo que hace al dispositivo versátil en el sentido en que se pueden realizar pruebas a diferentes tallas, así mismo, tiene mayor control en los ciclos, lo que se traduce en un conteo más acertado que garantiza estimar un valor más próximo a la vida útil de la prótesis, entre otros atributos que se mostrarán a medida que se desarrolle el proyecto.

Al tener datos más confiables, permiten conocer a las empresas las causas de falla de los productos, abren paso para aplicar nuevos materiales que logran disminuir los costos y mejorar la calidad de éstos, y así se da la opción de perfeccionar los diseños o crear nuevos, que mejoran la calidad de vida de los pacientes, a un precio más accesible en especial a aquellos que son de bajos recursos, de los cuales se encuentran personas con amputaciones a causa de diversos factores como: el conflicto armado, accidentes automovilísticos, accidentes laborales, por malformación o enfermedad, entre otros.

2. OBJETIVOS

2.1.OBJETIVO GENERAL

Diseño de un dispositivo que determine la durabilidad de una prótesis de pie tipo SACH.

2.2.OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Hacer un análisis de marcha que determine las cargas y los esfuerzos que ejerce un habitante promedio de la población colombiana al caminar.
2. Diseñar el sistema, estimando los componentes con que debe contar el sistema.
3. Evaluar los bancos hidráulicos y neumáticos presentes en la Universidad Distrital Francisco José de Caldas, Facultad Tecnológica, con el fin de determinar su viabilidad para realizar el montaje del sistema, en caso contrario conseguir un banco adecuado para realizar las pruebas.
4. Realizar los montajes y probar la prótesis con el fin de evaluar el sistema para garantizar las condiciones a las que se someten las prótesis en un régimen normal de trabajo.

3. MARCO TEÓRICO

3.1. PRINCIPIOS DE LA BIOMECANICA

La biomecánica como su nombre lo identifica es definida por Hay, J.G. como: “la ciencia que examina las fuerzas interiores y exteriores que actúan sobre el cuerpo humano y los efectos producidos por ellas”, sin embargo, pueden encontrarse diversas definiciones según diferentes estatutos y sociedades técnicas y científicas.

El área de la biomecánica es incipiente hasta el momento, debido en gran medida a que las herramientas para el estudio de la misma no se encontraban disponibles sino hasta hace poco, como es el caso de la cinematografía, que permite registrar objetivamente el movimiento humano, la cual, fue desarrollada en la segunda mitad del siglo XIV y cuya primer aplicación a la biomecánica o al registro de los movimientos del cuerpo humano se dio en 1877 por Eadweard Muybridge en sus foto seriaciones del movimiento humano y animal.

El método de elementos finitos permite determinar con grandes aproximaciones el comportamiento de las fuerzas y esfuerzos internos producidos entre tejidos y músculos fue creado en 1943 por Richard Courant, quién utilizó el método de Ritz de análisis numérico y minimización de las variables de cálculo para obtener soluciones aproximadas a un sistema de vibración.

Hay que tener en cuenta, que la biomecánica implica el desarrollo de distintas áreas del conocimiento como lo son, en el campo de la medicina: fisiología, genética, traumatología, anatomía, ortopedia y mecanismos cardiovasculares; para la ingeniería aplica en: estática, dinámica, resistencia de materiales, mecánica de fluidos y termodinámica, sólo la integración de todas ellas permiten un estudio asertivo de la misma.

3.2. BIOMECANICA DE LA MARCHA HUMANA

Por medio de la marcha, el ser humano se puede desplazar, es decir, es su medio mecánico de locomoción, si se supone un modelo simplificado sobre el pie real se observa que la marcha se genera cuando el eje vertical rota hasta alcanzar un ángulo máximo -este ángulo depende de la velocidad y otros factores-. En ese momento el eje horizontal inicia su rotación, inclinándose hacia adelante mientras el punto de rotación común se eleva impulsando todo el pie y la pierna hacia arriba

y hacia delante, luego de ésta etapa se generan las dos fases de la marcha: apoyo y balanceo, de las cuales se profundizará más adelante.

El estudio de la marcha ha interesado desde tiempos remotos y los métodos para su evaluación han avanzado mucho, se han perfeccionado y simplificado las técnicas para su análisis y se han desarrollado nuevos métodos (análisis tridimensional mediante filmación con cámara de vídeo, estudio de las fuerzas con plataformas dinamométricas y plantillas instrumentadas, electromiografía para conocer la acción muscular durante las distintas fases del ciclo de la marcha o espirometría para calcular el gasto de energía) que permiten valorar los distintos parámetros de la marcha de forma objetiva y eficaz, apreciar los factores que pueden modificarla, diagnosticar alteraciones del patrón de marcha en diversas patologías y lesiones traumáticas, y realizar un control y seguimiento de pacientes para observar la evolución de los mismos, valorar la efectividad del tratamiento, recuperación tras una intervención quirúrgica, necesidad de ayudas técnicas, etc.⁶

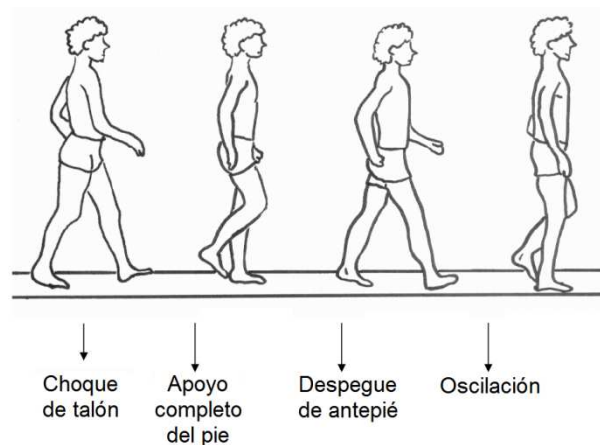
3.3. CICLO DE MARCHA Y FASES

El ciclo de marcha se divide en fases. En cada ciclo cada una de las extremidades inferiores pasa por una fase de apoyo y otra de oscilación, el momento en el que ambos pies presentan un apoyo en el suelo, se le denomina doble apoyo posterior o de empuje, en ese momento el pie tomado como referencia se encuentra en situación posterior. El pie apoyado en el suelo por su parte anterior está acelerando el cuerpo hacia delante. El doble apoyo anterior o de frenado es el momento en el que el pie tomado como referencia se encuentra en situación anterior. En esta situación, el pie, en fase de choque de talón, está frenando la aceleración del cuerpo hacia delante. La fase de apoyo comienza con el contacto inicial, es decir, en el momento en que hay choque de talón, y finaliza con el despegue del ante pié. La fase de oscilación se inicia con el despegue del ante pié y finaliza cuando el pie vuelve a contactar con el suelo. En condiciones normales según Collado, S. la fase de apoyo representa aproximadamente un 60% del ciclo y la de oscilación el 40% restante, aunque esto depende mucho de la velocidad adoptada, pues cuanto mayor sea la velocidad más se reducirá el período de apoyo; en la carrera, por ejemplo, desaparece la fase de doble apoyo y se observan únicamente fases de apoyo unilateral y fases de vuelo en las que ninguno de los dos pies estará en contacto con la superficie.

⁶ Collado, S., "Análisis De La Marcha Humana con plataformas Dinamométricas. Influencia Del Transporte De Carga", Universidad Complutense de Madrid. 2002

Dentro del ciclo de marcha se pueden identificar cuatro fases principales, las cuales son: Primer doble apoyo, primer apoyo unilateral, segundo doble apoyo y segundo apoyo unilateral, en la figura 1 se identifican dichas etapas

Figura 1. Ciclo de marcha



Fuente: Collado, S., “Análisis De La Marcha Humana con plataformas Dinamométricas. Influencia Del Transporte De Carga”, Universidad Complutense de Madrid. 2002

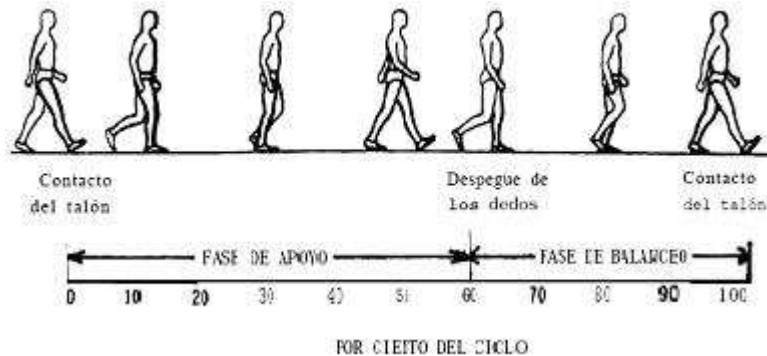
3.3.1. Primer doble apoyo: En esta fase, los dos pies tienen contacto con el suelo, uno se encuentra en choque de talón mientras que el otro se apoya por la cabeza del primer metatarsiano.

3.3.2. Primer apoyo unilateral: El pie que en la primera fase se apoyaba en la cabeza del primer metatarsiano, se encuentra en la fase de oscilación y el peso del cuerpo recae sobre una sola extremidad

3.3.3. Segundo doble apoyo: Al igual que en la primera fase pero viceversa, es decir, el pie con sustento en el talón es el que apoyaba el primer metatarsiano en la primera fase.

3.3.4. Segundo apoyo unilateral: Al igual que en la fase del primer apoyo, pero el pie que estaba en periodo de oscilación ahora está en periodo de apoyo.

Figura 2. Ciclo de marcha 2



Fuente: docencia.izt.uam.mx

Adicionalmente, existen unas subdivisiones del ciclo de marcha las cuales son en su orden: contacto del talón con el suelo, apoyo completo de la planta del pie, despegue del talón, despegue de los dedos o del ante pie, avance del miembro inferior oscilante, extensión total, fase de recepción de carga, fase media de apoyo, fase de despegue, fase inicial de oscilación, fase final de oscilación, fase de contacto inicial, fase inicial de apoyo o respuesta a la carga, fase media de apoyo, fase final de apoyo, fase previa a la oscilación, fase inicial a la oscilación, fase media de oscilación y fase final de oscilación⁷.

3.4. ANÁLISIS CINÉTICO

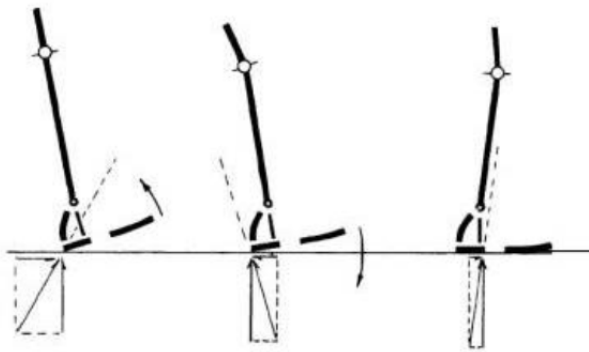
Dado que el proyecto está orientado hacia la simulación de las fuerzas que interactúan directamente en la marcha humana e indirectamente en las prótesis de pie, se hace énfasis en la cinética o el estudio de las fuerzas, momentos y aceleraciones que actúan durante el movimiento.

Las fuerzas pueden ser de tipo intrínseco o extrínseco, las intrínsecas están relacionadas con las acciones musculares, la resistencia de los ligamentos, el rozamiento de los músculos y articulaciones y la deformación de los tejidos blandos, en cambio, las extrínsecas tienen que ver con las fuerzas de reacción del suelo o de otros fenómenos exteriores como la gravedad o la energía cinética.

⁷ Collado, S., "Análisis De La Marcha Humana con plataformas Dinamométricas. Influencia Del Transporte De Carga", Universidad Complutense de Madrid. 2002

3.4.1. Fuerzas de reacción del suelo: Durante la deambulación el hombre se comporta como si fuera una máquina autopropulsada. Las fuerzas que actúan son la de la gravedad y la acción muscular. Con una plataforma de fuerzas se puede realizar la medición de las fuerzas ejercidas sobre el suelo durante la marcha, así podremos estudiar las fuerzas de reacción vertical, fuerzas de reacción longitudinal, fuerzas de reacción lateral y fuerzas de torsión. Durante la carrera se produce un incremento considerable de estas fuerzas. La fuerza vertical se dobla respecto a la marcha, superando el 200% del peso corporal⁸

Figura 3. Reacciones en la marcha



Fuente: Acosta P, Universidad de Santander, curso de biomecánica

3.4.1.1. Fuerza de reacción vertical. Es la implicada en los desplazamientos verticales del centro de gravedad, cuando el cuerpo es impulsado hacia arriba, aumenta la fuerza de reacción del suelo, cuando el cuerpo desciende ocurre el caso opuesto.

3.4.1.2. Fuerza de reacción longitudinal. Se producen en el choque del talón y despegue del ante pié, dichas fuerzas son considerablemente menores que las fuerzas verticales.

3.4.1.3. Fuerza de reacción lateral. Es la producida por los desplazamientos laterales del centro de gravedad, es de baja magnitud.

⁸ Collado, S., "Análisis De La Marcha Humana con plataformas Dinamométricas. Influencia Del Transporte De Carga", Universidad Complutense de Madrid. 2002

3.4.1.4. Fuerza de torsión. Se genera cuando el pie ejerce sobre el suelo una torsión que es la resultante de los movimientos de rotación durante la marcha, externos e internos.

3.5. PRÓTESIS DE PIE

Existen diversos tipos y formas para prótesis de pie, que dependen básicamente del tipo de amputación que tenga el paciente y de la aplicación a la que vayan a ser sometidas, es decir, que existe un rango de prótesis, desde las fabricadas en poliuretano tipo SACH hasta las producidas en fibra de carbono que soportan grandes cargas, ideales para aplicaciones atléticas.

Figura 4. Prótesis de pie



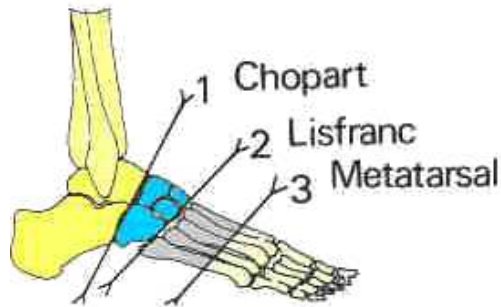
Fuente: Hosmer Dorrance Corp.

El objetivo de las prótesis, es reequilibrar el pie y compensar de manera funcional el segmento amputado, claro está que una prótesis no podrá igualar las propiedades de un órgano original, pero en alguna medida mejora la calidad de vida del individuo.

El tipo de prótesis depende del tipo de amputación de pie, en la figura 5 se visualizan algunas de ellas, estas se clasifican en:

- Amputación metatarsal
- Amputación lisfranc
- Amputación Chopart
- Amputación syme
- Amputación pirogoff

Figura 5. Amputaciones de pie



Fuente: <http://www.arcesw.com>

3.5.1. Clasificación de prótesis. Las prótesis se clasifican en:

3.5.1.1. Prótesis para amputación de dedos del pie. La amputación de dedos puede ser total o parcial. En este tipo de amputaciones hay diferentes opciones protésicas:

- La prótesis de relleno, en el que se rellena el espacio dejado en el interior del zapato con un material elástico y flexible, de modo que se evita el desplazamiento del pie en los huecos dejados por la amputación.
- La plantilla flexible con relleno. En ésta se construyen los elementos complementarios, al igual que antes de relleno de los huecos dejados, además de elementos que puedan ayudar a evitar deformidades del pie derivadas de la amputaciones (tales como supinaciones, aumento del arco plantar, etc.)
- Dedos moldeados en goma-silicona que se incorporan como material de relleno a una plantilla semirrígida. En el caso de que se amputen también los radios del pie, se utilizará el mismo mecanismo que en la amputación de dedos.

3.5.1.2. Prótesis para amputación transmetatarsiana. Las prótesis transmetatarsianas se realizan normalmente con material flexible que aumenta la funcionalidad del pie y sea más tolerable. Las prótesis más frecuentes para estas amputaciones se realizan sobre una plantilla semirrígida que se adapta a la forma de la base del calzado. Se rellena el espacio libre al igual que antes, con material elástico. Entre este material y la zona distal del muñón se coloca una almohadilla de poliuretano para evitar el roce y conseguir la flexión necesaria para la marcha.

3.5.1.3. Prótesis para la amputación de Lisfranc. Se emplea en la amputación a nivel tarso-metatarsiano del pie. Se realiza también con material flexible, aunque sobre una plantilla semirrígida adaptada a la forma del calzado, que rellena el hueco dejado tras la amputación, entre el relleno y el muñón se utiliza una almohadilla buscando los mismos objetivos especificados anteriormente.

3.5.1.4. Prótesis para amputación de Chopart. Se utiliza en casos de la articulación a nivel mediotarsiana del pie. En este caso existen varias opciones según el tipo de pacientes y la actividad a realizar.

- Hemivalva plástica laminada anterior. Ascende desde el punto más distal del muñón del pie, por la parte anterior de la pierna, hasta la base de la rótula apoyándose sobre el tendón rotuliano. En la parte distal de esta prótesis se adapta un antepié protésico.

- Férula antiequino, formada por una hemivalva posterior que asciende hasta el tercio proximal de la pantorrilla. Esta prótesis se une en el extremo distal a un relleno elástico o antepié que ayuda al despegue del pie.

3.5.1.5. Prótesis para la amputación de Syme. Se utiliza para reemplazar el segmento del miembro inferior ausente a nivel de la articulación del tobillo. El muñón en este tipo de amputaciones tiene forma bulbosa por lo que las prótesis tienen el inconveniente de que resultarán más voluminosas en su parte distal (en los maléolos).

En este tipo de prótesis, el encaje se realiza en plásticos laminados con resinas acrílicas y reforzado de fibras de carbono. El extremo distal cubre hasta los cóndilos femorales, aunque por la parte posterior deja libre el hueco poplíteo para permitir la flexión de rodilla.

La parte terminal la sustituye un pie protésico.⁹

⁹ Serra, P., “Módulo Ortoprotésica”, tema 6. Prótesis, Universidad de Valencia.

3.6. FALLA POR FATIGA

Se denomina falla por fatiga cuando un elemento está sometido a cargas fluctuantes y cíclicas, es decir, que pasa de fuerzas de tensión a compresión y viceversa hasta que supera su límite elástico o de fluencia, entonces se considera que la pieza falla.

Las fallas por fatiga comienzan con una pequeña grieta a menudo imperceptible y luego se desarrollara hasta un punto de discontinuidad del material, tal como un cambio de sección transversal, un chavetero o un orificio, las fallas por fatiga se caracterizan por dos áreas distintas, la primera se debe al desarrollo progresivo de la grieta y la segunda por una ruptura repentina.¹⁰

3.7. NORMATIVIDAD

Al igual que, muchos aspectos de la industria y en general del conocimiento, existen normas o estándares internacionalmente aceptados que reglamentan y controlan la aplicación y utilización de dichas prácticas. Para el caso particularmente tratado, aplica la norma ISO 10328:2006 1-8, que trata sobre los procedimientos para las pruebas de resistencia estática y cíclica de las prótesis de miembros inferiores, donde, con una excepción, las cargas de compuestos son producidos por la aplicación de una fuerza de prueba. Las cargas de compuesto en la muestra se refieren a los valores máximos de los componentes de la carga que normalmente se producen en diferentes instantes durante la fase de apoyo del pie.

Sin embargo, la norma que guiara la realización del proyecto y en la cual se hace énfasis, es la NTC 4424, que especifica los procedimientos para las pruebas de fuerza cíclica y estática de las prótesis de las extremidades inferiores. Las cargas compuestas en la muestra de prueba se relacionan con los valores picos de los componentes de carga que normalmente ocurren en diferentes momentos durante la fase de apoyo de la marcha.

¹⁰ Shigley, J. "Diseño en Ingeniería mecánica", Mc Graw Hill, 1983

4. METODOLOGÍA

El fin del proyecto es diseñar un dispositivo estático que estime la vida útil de una prótesis de pie tipo SACH, -en primera instancia- elaborada por el Centro Integral de Rehabilitación de Colombia (CIREC), como se mencionó con anterioridad, no se hará la construcción del prototipo, sin embargo se utilizarán los recursos, con los que cuentan los laboratorios de hidráulica y neumática, ubicados en la facultad tecnológica, de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas, también con recursos propios, con el fin de evaluar el diseño, que permitirá certificar resultados confiables y con los ciclos normales de marcha humana.

En primera instancia, se procederá a realizar un análisis de marcha que determine las cargas y los esfuerzos que ejerce una persona al caminar, con el fin de estimar los puntos o lugares de la prótesis de pie, donde se concentra la mayor carga en el proceso de marcha humana. Para hacer esto se procede a consultar las normas ICONTEC relacionadas con pruebas de falla, para este caso la norma NTC 4424: *“prótesis. Pruebas estructurales de las prótesis de las extremidades inferiores.”* Y de otros artículos que definía el concepto de marcha humana, los cuales permiten considerar las variables que intervienen en el proceso de marcha.

Posteriormente se realizan un diagrama de cuerpo libre que indique los movimientos, las fuerzas que se aplican para realizar los desplazamientos, y sus esfuerzos. Pero antes de esto se considerará para qué tipo de población se realizara el estudio, donde se tomará en cuenta variables como edad, sexo, talla de calzado, estatura, entre otras; luego se hará el cálculo respectivo de las cargas y esfuerzos que garantizan un análisis más detallado.

Dado a que se han calculado las cargas y los esfuerzos, ejercidos por la caminata de una persona, se procede a diseñar el dispositivo, en primer lugar hidráulico, debido a que se requiere de menos piezas y por tanto es más compacto, en comparación con los modelos mecánicos y posee mayor control, entre otras ventajas que lo hacen el más indicado para realizar dichas pruebas. Como segunda alternativa y en caso de que no sea viable realizarlo de modo hidráulico, se procederá a ajustar al diseño de modo neumático.

El diseño consta de dos actuadores de tal forma, que ejerzan las cargas propias a la caminata de una persona, y será controlado por un sistema de PLC que guíe la señal respectiva, la cual estimará cuanta fuerza debe generar cada actuador y en que momento, también se requieren celdas de carga, que son las encargadas de recibir la fuerza y convertirla en una señal electrónica, que después va un

contador de repeticiones, donde contabilizaran los ciclos hasta el momento que la prótesis falle. Para este caso la prótesis será fijada en un banco hidráulico o neumático, -según el caso- con el fin de que los actuadores puedan ejercer las cargas. También se tienen en cuenta los equipos como: tanque, bomba, aceite, conexiones, válvulas, etc., los cuales facilitan o garantizan el movimiento de los actuadores.

Luego de seleccionar los componentes requeridos y el sistema de control, se procede a evaluar los bancos hidráulicos presentes en la universidad, con el fin de realizar el montaje; para ello se consideran las cargas y los elementos que conforman el sistema hidráulico, además de la facilidad de instalarlo. En caso de no ser aptos los bancos hidráulicos, se procederá a hacer las respectivas modificaciones y realizar el mismo procedimiento para los bancos neumáticos.

Por último se realizará el respectivo montaje y la prueba a una o dos prótesis, con el fin de evaluar el sistema escogido, el cual garantice las condiciones a las que se someten las prótesis en un régimen normal de trabajo.

5. 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. Hacer un análisis de marcha que determine las cargas y los esfuerzos que ejerce una persona al caminar.																								
<ul style="list-style-type: none"> • Consulta de la norma NTC 4424. • Revisar conceptos relacionados marcha humana. • Establecer variables de partida. • Realizar diagrama de cuerpo libre 	■																							
2. Diseñar el sistema, estimando los componentes con los que debe contar.																								
<ul style="list-style-type: none"> • Determinar características y atributos del dispositivo. • Relacionar cálculos de marcha humana con el sistema hidráulico. • Seleccionar componentes con los que contará el dispositivo. • Diseñar el controlador y contador del dispositivo. 										■	■	■	■	■										

CRONOGRAMA (continuación)

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
3. Evaluar los bancos hidráulicos y neumáticos presentes en la Facultad Tecnológica, si son viables para realizar el montaje del sistema.																								
<ul style="list-style-type: none"> • Comparar los equipos como bomba y tanque, con los estimados en el diseño. • En caso de no ser compatible conseguir un banco adecuado para realizar las pruebas. 																								
4. Realizar los montajes y probar la prótesis con el fin de evaluar el sistema hidráulico o neumático y de control que garantice las condiciones a las que se someten las prótesis en un régimen normal de trabajo.																								
<ul style="list-style-type: none"> • Realizar montaje a banco hidráulico. • Elaborar las pruebas a las prótesis de pie. • Ejecutar las pruebas y documentar resultados. 																								

6. PRESUPUESTO Y FUENTES DE FINANCIACIÓN

6.1. PRESUPUESTO

El presupuesto del proyecto se toma desde dos aspectos: materiales para el montaje del circuito hidráulico y los administrativos:

En la tabla 1 se enumeran los recursos necesarios para el montaje, en la cual se consideran los componentes del sistema hidráulico, la cantidad de éstos que se requiere para el montaje del prototipo y sus respectivos costos, cabe destacar que estos elementos o sus costos pueden variar a medida que se desarrolle el proyecto.

Tabla 1. Materiales para el montaje del sistema

MATERIALES PARA EL MONTAJE DEL SISTEMA					
ITEM	DESCRIPCIÓN	UNIDAD	CANTIDAD	COSTO	SUBTOTAL
1	GRUPO MOTRIZ HIDRAULICO	UND	1	\$ 1.903.200	\$ 1.903.200
2	VALVULA 4/3 PILOTADA ELECTRICAMENTE	UND	2	\$ 315.000	\$ 630.000
3	ACTUADOR LINEAL DE DOBLE EFECTO	UND	2	\$ 400.000	\$ 800.000
4	LINEAS HIDRAULICAS	GLB	1	\$ 140.000	\$ 140.000
5	ACEITE HIDRAULICO	GLB	1	\$ 150.000	\$ 150.000
6	VALVULA REGULADORA DE PRESIÓN	UND	2	\$ 144.000	\$ 288.000
7	VALVULA ANTIRETORNO	UND	1	\$ 39.600	\$ 39.600
8	TE DE CONEXIÓN	UND	2	\$ 15.000	\$ 30.000
9	UNIDAD DE PLC PROGRAMABLE DE 5 SALIDAS	UND	1	\$ 350.000	\$ 350.000
10	CABLEADO Y COMPONENTES ELECTRONICOS	GLB	1	\$ 80.000	\$ 80.000
11	CELDA DE CARGA O DE PRESIÓN	UND	4	\$ 120.000	\$ 480.000
12	CONTADOR DE REPETICIONES	UND	1	\$ 45.000	\$ 45.000
13	SOPORTE DE QUILLA	GLB	1	\$ 200.000	\$ 200.000
TOTAL					\$ 5.135.800

En la tabla 2 los costos administrativos, en los que se consideran e precio de la norma, de los artículos, transporte, entre otros

Tabla 2. Recursos administrativos

RECURSOS ADMINISTRATIVOS					
ITEM	DESCRIPCIÓN	UNIDAD	CANTIDAD	COSTO	SUBTOTAL
14	NORMA NTC 4424-4	UND	1	\$ 29.000	\$ 29.000
15	TRANSPORTE	GLB	1	\$ 200.000	\$ 200.000
16	ADMINISTRACIÓN Y PAPELERIA	GLB	1	\$ 150.000	\$ 150.000
TOTAL					\$ 379.000

COSTO TOTAL	\$ 5.514.800
--------------------	---------------------

6.2. FUENTES DE FINANCIACIÓN

Los ítems 1 al 13 de la tabla 1 serán suministrados por los laboratorios de hidráulica y neumática de la Universidad Distrital, facultad Tecnológica, dependiendo del resultado arrojado por el desarrollo del objetivo que consiste en evaluar los equipos disponibles, en caso de estar faltantes o ser deficientes, los costos serán asumidos por los autores.

Los recursos correspondientes a los ítems 14 al 16 de la tabla 2 serán asumidos por los autores.

BIBLIOGRAFÍA

Aksakal, B. Ö. (2004). Metallurgical Failure Analysis of Various Implant. *Journal of Failure Analysis and Prevention*, 17-23.

Elokurov, V. N., & Pavlovskii, V. É. (2002). Test bench for full-scale cycling of prosthesis: Artificial lower limb. *Strength of Materials*, 518-521.

González Riveros, G. G., & Rivera Córdoba, J. A. (2007). DISEÑO DE UNA MAQUINA PARA ENSAYO DE PRÓTESIS DE REEMPLAZO DE MIEMBROS INFERIORES. Bogotá D.C.: Universidad Distrital Francisco José de Caldas.

Gutiérrez Jiménez, Á. A., & Torres Torres, M. F. (2009). DISEÑO DE UN DISPOSITIVO MECÁNICO MEDIDOR DE LA DURABILIDAD DE LAS PRÓTESIS DE PIE CIREC. Bogotá D.C.: Universidad Distrital Francisco José de Caldas.

Linden, M. v. (1999). A methodology for studying the effects of various types of prosthetic. *Elservier*, 877-889.

Medicine, F. S. (2007). *Prosthetics Research Laboratory and Rehabilitation Prosthetics Research Laboratory and Rehabilitation*. Obtenido de http://www.feinberg.northwestern.edu/depts/reproc/sections/facilities/fac_mechanics.html

Rodríguez B., J. L., & Rodríguez M., S. S. (2011). EVALUACIÓN DEL DISEÑO DEL DISPOSITIVO MECÁNICO MEDIDOR DE LA VIDA ÚTIL DE LAS PRÓTESIS DE PIE CIREC. Bogotá D.C.: Universidad Distrital Francisco José de Caldas.

Royen, J. (1997). Material fatigue in the prosthetic sach foot: effects on the mechanical characteristics and gait. National center for prosthetics and orthotics school of biosciences. La Trobe University.

Toh, S. L., & Goh, H. J. (1993). Fatigue testing of energy storing prosthetic feet. *Fatigue testing of energy storing prosthetic feet, Prosthetics and Orthotics International*, 180-188.

Ziolo, T., B.Sc.E, Z. R., Bryant, T., & Eng, P. (s.f.). *The NPO fatigue tester*. Kingston General Hospital, Kingston, ON, Canada and Mechanical Engineering Department Queen's University, Kingston, ON, Canada: Human Mobility Research Center (HMRC) .