

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO FUNCIONAL DE PRÓTESIS
TRANSFEMORAL DE BAJO COSTO**

AUTORES

**ANDRÉS FELIPE GONZÁLEZ DÍAZ
SERGIO ANDRÉS GUIO AVELLA
EDWIN HORACIO LIZARAZO MORENO**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-MECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
BUCARAMANGA**

2016

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO FUNCIONAL DE PRÓTESIS
TRANSFEMORAL DE BAJO COSTO**

AUTORES

**ANDRÉS FELIPE GONZÁLEZ DÍAZ
SERGIO ANDRÉS GUIO AVELLA
EDWIN HORACIO LIZARAZO MORENO**

**Trabajo de grado presentado como requisito para optar al título de Ingeniero
Mecánico**

DIRECTOR

**DIEGO FERNANDO VILLEGAS BERMÚDEZ
Ingeniero Mecánico, PhD**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-MECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
BUCARAMANGA**

2016

DEDICATORIA

*A Dios
por siempre guiarme por el camino correcto y ponerme
a las personas indicadas en el momento necesario.*

*A mis padres
Jorge González y Margarita de González
por su ejemplo, educación, apoyo y confianza
en esta etapa y en mi vida para
llegar a ser quien soy.*

*A mis hermanos
por su apoyo y motivación en todo el proceso.*

*A Paola Martínez
por su amor y apoyo incondicional.*

*A mis compañeros de tesis
Edwin, Andrés por el esfuerzo y dedicación incondicional
en todo este proceso.*

ANDRÉS FELIPE GONZÁLEZ DÍAZ

DEDICATORIA

*A Dios por darme una vida muy fructífera,
por brindarme las herramientas para continuar con mis metas.*

*A mis padres don Luis Felipe y doña María Antonia,
por su formación, esfuerzo, dedicación y
apoyo incansable en todo el proceso.*

*A mis hermanos, Cielo, Sandra, Jackeline, Fabián, Lorena
por ser parte importante en mi vida y
mi formación como ser humano,
por el apoyo económico y moral que me brindan.*

A Jessica por su amor y apoyo incondicional en esta etapa.

*A mis compañeros de tesis Edwin, Andrés
por el esfuerzo y dedicación incondicional.*

SERGIO ANDRÉS GUIO AVELLA

DEDICATORIA

Dedico la siguiente tesis principalmente a Dios por permitirme cumplir un logro más en mi vida.

A mis padres SABAS Y FLOR MARIA por ese apoyo incondicional aun en momentos difíciles que se presentaron a lo largo de la carrera.

Agradezco a mis hermanos NELSON, MARLEN, AIDE y DIANA quienes estuvieron pendientes de mí para que hoy pueda ser un gran profesional.

A mis familiares que fueron parte fundamental de este logro con su apoyo moral, y a mis amigos con los cuales se vivieron experiencias únicas que en los momentos más difíciles tuvieron una palabra de aliento y esperanza

A la selección de futbol uis quienes con su confianza y compañerismo me permitieron defender los colores de nuestra prestigiosa universidad.

A residencias universitarias uis, mi casa durante 3 años.

Y finalmente a la UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER gran institución la cual estaré eternamente agradecido por todo el conocimiento que adquirí.

EDWIN HORACIO LIZARAZO MORENO

AGRADECIMIENTOS

Los autores del proyecto de grado “DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO FUNCIONAL DE PRÓTESIS TRANSFEMORAL DE BAJO COSTO” agradecen a las siguientes personas y entidades por su aporte significativo al desarrollo exitoso del proyecto:

Al señor JERLEY HOYOS, por su colaboración en la realización de los estudios pertinentes en cuanto al análisis de la marcha y pruebas de diseño, mostrando un interés sincero en el desarrollo del proyecto, además de las impresiones desde el punto de vista del usuario.

A la fisioterapeuta Martha Cabrales y a la directora del programa de fisioterapia de la universidad de Santander Martha Hijuelos, quienes con su disposición y trabajo hicieron posible el estudio correspondiente a la marcha.

Al ortoprotesista Jaime Jaimes Gamboa, quien con su conocimiento y experiencia respecto a prótesis transfemorales, apporto conceptos importantes para el desarrollo del prototipo final.

Al profesor Diego Fernando Villegas, por la confianza brindada y motivación para la realización del proyecto, aportando conceptos ingenieriles para la solución de problemas durante el proceso.

A la escuela de ingeniería mecánica de la Universidad Industrial de Santander por ser formadores de calidad, dándonos las herramientas necesarias para desarrollar el proyecto de investigación.

CONTENIDO

| | pág. |
|---|------|
| INTRODUCCIÓN | 26 |
| 1. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA..... | 27 |
| 1.1 IDENTIFICACIÓN DEL PROBLEMA..... | 27 |
| 1.2 JUSTIFICACIÓN | 29 |
| 1.3 OBJETIVOS..... | 31 |
| 1.3.1 Objetivo general..... | 31 |
| 1.3.2 Objetivos específicos..... | 31 |
| 2. MARCO TEÓRICO | 32 |
| 2.1 ANTECEDENTES DE LA INVESTIGACIÓN..... | 32 |
| 2.1.1 A nivel internacional..... | 32 |
| 2.1.2 A nivel nacional..... | 35 |
| 2.1.3 A nivel regional | 38 |
| 2.2 CATEGORÍA DE ANÁLISIS..... | 38 |
| 2.2.1 Anatomía de la rodilla..... | 39 |
| 2.2.2 Huesos..... | 40 |

| | |
|--|--------|
| 2.2.3 Meniscos:..... | 41 |
| 2.2.4 Ligamentos. | 42 |
| 2.2.5 Biomecánica de la rodilla: | 44 |
| 2.2.6 Planos y ejes de movimiento. | 45 |
| 2.2.7 Rango de movimiento. | 46 |
| 2.2.8 Prótesis de rodilla 3R15: | 49 |
| 2.2.9 Prótesis de alta tecnología:..... | 50 |
| 2.2.10 Rodilla prostética electrónica/hidráulica de ejes múltiples controlada por microprocesador. | 50 |
| 2.3 VALORACIÓN DE LA MARCHA..... | 51 |
| 2.3.1 Análisis cinemático de la marcha humana en el plano sagital. | 54 |
| 2.3.1.1 Intervalo 1. | 55 |
| 2.3.1.3 Intervalo 3. | 56 |
| 3. DISEÑO METODOLÓGICO..... | 57 |
| 3.1 TIPOS DE INVESTIGACIÓN | 57 |
| 3.2 IMPACTO SOCIAL | 57 |
| 3.3 DISEÑO CONCEPTUAL..... | 58 |
| 3.3.1 Características de calidad..... | 58 |
| 3.3.1.2 Resistencia al pandeo y a la tracción..... | 59 |
| 3.3.2 Costos..... | 59 |
| 4. PROCESO DE DISEÑO DE LA PRÓTESIS | 61 |

| | |
|--|-----|
| 4.1 PRE-FASE A..... | 62 |
| 4.1.1 Requerimientos de usuario: | 62 |
| 4.1.2 Constantes de diseño: | 63 |
| 4.2 FASE A | 64 |
| 4.2.1 Descripción funcional:..... | 65 |
| 4.2.2 Bocetos de diseño articulación primera ronda: | 65 |
| 4.2.2.3 Claves del concepto de diseño: | 67 |
| 4.2.2.4 Matriz pugh para conceptos de diseño primera ronda: | 68 |
| 4.2.3 Bocetos de diseño articulación segunda ronda:..... | 69 |
| 4.2.3.1 Claves del concepto de diseño | 70 |
| 4.2.3.2 Matriz pugh segunda ronda: | 71 |
| 4.2.4 Bocetos de diseño articulación tercera ronda: | 72 |
| 4.2.4.1 Clave de concepto opción F:..... | 72 |
| 4.2.4.2 Matriz pugh tercera ronda:..... | 73 |
| 4.2.5 Acoples: | 74 |
| 4.2.6 Evaluación de disponibilidad de tecnología | 75 |
| 4.2.7 Despliegue de la función de calidad (Quality Function Deployment QFD):.. | 75 |
| 4.3 FASE B | 79 |
| 4.3.1 Análisis de parámetros:..... | 80 |
| 4.3.1.1 Cálculo del pasador: | 80 |
| 4.3.1.2 Cálculo de cojinetes de elementos rodantes (rodamientos):..... | 86 |
| 4.3.1.3 Cálculo de cojinete deslizante:..... | 91 |
| 4.3.1.4 Cálculo de resorte | 97 |
| 4.3.1.5 Cálculo de elementos flexibles (banda o liga)..... | 102 |
| 4.3.1.6 Cálculo de la guaya: | 103 |

| | |
|---|-----|
| 4.3.2 Análisis de los modos de falla y los efectos (Failure Modes and Effects Analysis) (FMEA): | 104 |
| 4.3.3 Simulaciones:..... | 109 |
| 4.3.3.1 Simulación para el pasador principal. | 109 |
| 4.3.3.2 Simulación para la “Tibia”. | 110 |
| 4.3.3.3 Simulación para el “Fémur” | 111 |
| 4.3.4 Test Funcional. | 112 |
| 4.4 FASE C..... | 114 |
| 4.4.1 Parámetros de diseño redefinidos. | 114 |
| 4.4.2 Optimización del Sistema..... | 115 |
| 4.4.4 Lista de materiales: | 117 |
| 4.4.5 Pruebas de prototipo:..... | 117 |
| 4.4.5.1 Parámetros espaciales y temporales durante el ciclo de marcha. | 118 |
| 4.4.5.2 Ángulos articulares en el despegue y apoyo de la marcha. | 119 |
| 5. CONCLUSIONES | 122 |
| 6. RECOMENDACIONES..... | 124 |
| BIBLIOGRAFÍA | 125 |
| ANEXOS..... | 128 |

LISTADO DE TABLAS

| | Pág. |
|--|------|
| Tabla 1. Estadísticas de discapacidad en Colombia. | 27 |
| Tabla 2. Rango de movimiento de la articulación tibio femoral en el plano sagital durante actividades comunes. | 48 |
| Tabla 3. Cantidad de flexión de rodilla. | 49 |
| Tabla 4. Requerimientos de usuario. | 62 |
| Tabla 5. Constantes de diseño. | 63 |
| Tabla 6. Claves de concepto de diseño. | 67 |
| Tabla 7. Matriz pugh primera ronda. | 68 |
| Tabla 8. Claves de concepto de diseño segunda ronda. | 70 |
| Tabla 9. Matriz pugh segunda ronda. | 71 |
| Tabla 10. Concepto de diseño. | 72 |
| Tabla 11. Matriz pugh segunda ronda. | 73 |
| Tabla 12. Selección de material para pasador | 82 |
| Tabla 13. Propiedades de algunos aceros al carbono. | 82 |
| Tabla 14. Propiedades de metales no ferrosos. | 85 |

| | |
|---|-----|
| Tabla 15. Factor C/P para rodamientos de bolas. | 89 |
| Tabla 16. Dimensiones Rodamiento rígido se bolas. | 90 |
| Tabla 17.Lubricación de Cojinete. | 92 |
| Tabla 18. Criterio calificación ocurrencia FMEA. | 105 |
| Tabla 19. Criterio calificación severidad FMEA. | 105 |
| Tabla 20. Criterio calificación detección FMEA. | 106 |
| Tabla 21. Análisis de modos de fallo y sus efectos (FMEA) | 107 |
| Tabla 22. Parámetros redefinidos de diseño | 115 |

LISTA DE FIGURAS

| | Pág. |
|--|------|
| Figura 1. Ensamble del mecanismo policéntrico. | 33 |
| Figura 2. Modelo en 3D de prótesis articulada. | 34 |
| Figura 3. Prótesis transfemoral electromecánica, Controlada a base de señales mioléctrica. | 36 |
| Figura 4. Anatomía de la rodilla | 39 |
| Figura 5. Meniscos. | 41 |
| Figura 6. Estructura biarticular de la rodilla. | 44 |
| Figura 7. Flexión y Extensión en la rodilla. | 45 |
| Figura 8. Planos y ejes de movimiento humano. | 46 |
| Figura 9. Prótesis de rodilla 3R15 | 50 |
| Figura 10. Prótesis con microprocesador. | 51 |
| Figura 11. Representación de las principales componentes de la marcha. | 52 |
| Figura 12. Ángulos de la rodilla primer intervalo de marcha | 55 |

| | |
|--|----|
| Figura 13. Ángulos de la rodilla segundo intervalo de marcha | 55 |
| Figura 14. Ángulos de la rodilla tercer intervalo de marcha | 56 |
| Figura 15. Prótesis de control. | 58 |
| Figura 16. NASA ESMD Capstone design process. | 61 |
| Figura 17. Pre-fase A Análisis del diseño. | 62 |
| Figura 18. Fase A del proceso de diseño. | 64 |
| Figura 19. Desplazamiento rotación tibia y fémur. | 65 |
| Figura 20. Mecanismo policentrico con resorte ajustable. | 66 |
| Figura 21. Mecanismo de rotula con actuador neumático. | 66 |
| Figura 22. Mecanismo policéntrico con sistema neumático | 67 |
| Figura 23. Mecanismo con eje único y actuador neumático. | 69 |
| Figura 24. Mecanismo con resorte y bandas. | 70 |
| Figura 25. Mecanismo con resorte, bandas y guía de desplazamiento. | 72 |
| Figura 26. Acople tipo abrazadera | 74 |
| Figura 27. Acople de platina con ajuste por tornillo | 75 |

| | |
|--|-----|
| Figura 28. Quality Function Deployment. | 77 |
| Figura 29. Fase B de diseño | 79 |
| Figura 30. Pasador a doble cortante. | 81 |
| Figura 31. Pasador por aplastamiento. | 84 |
| Figura 32. Aplastamiento de la base. | 86 |
| Figura 33. Rodamiento rígido de bolas. | 87 |
| Figura 34. Catálogo de rodamientos | 90 |
| Figura 35. Cojinete de deslizamiento | 91 |
| Figura 36. Propiedades mecánicas del bronce | 95 |
| Figura 37. Aplastamiento cojinete de deslizamiento | 96 |
| Figura 38. Ciclo de marcha humana | 97 |
| Figura 39. Estudio cinemático de la rodilla en la fase de apoyo de la marcha | 98 |
| Figura 40. Diagrama de cuerpo libre resorte | 100 |
| Figura 41. CAD Simulación pasador principal. | 110 |
| Figura 42. Prototipo final | 116 |

| | |
|---|-----|
| Figura 43. Parámetros espaciales y temporales | 119 |
| Figura 44. Fase de apoyo. | 120 |
| Figura 45. Fase de despegue. | 120 |

LISTA DE ANEXOS: (Ver carpeta anexos adjuntos en CD)

| | Pág. |
|--|------|
| Anexo A. Simulaciones. | 128 |
| Anexo B. Planos. | 146 |
| Anexo C. Laboratorio de marcha. | 151 |
| Anexo D. Informe de resultados del análisis cinemático de la marcha. | 152 |

RESUMEN

TÍTULO: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO FUNCIONAL DE PRÓTESIS TRANSFEMORAL DE BAJO COSTO*

AUTORES: GONZÁLEZ DÍAZ ANDRÉS FELIPE
GUIO AVELLA SERGIO ANDRÉS
LIZARAZO MORENO EDWIN HORACIO**

PALABRAS CLAVE: BIOMECANICA, PRÓTESIS, RODILLA, MARCHA, OBTOGAIT.

DESCRIPCIÓN:

El presente proyecto de investigación buscó diseñar y construir un prototipo funcional de prótesis transfemoral basado en el diseño “NASA ESMD Capstone Design” con el cual se buscaba mejorar la movilidad de la prótesis, reduciendo costos por medio de la utilización de productos que se encuentren fácilmente en el mercado, logrando con esto facilidad de adquisición en la población de bajos recursos. En la primera fase se definieron los parámetros más importantes del diseño, teniendo en cuenta los requerimientos técnicos y las necesidades del paciente para obtener un prototipo con un mecanismo de rodilla sencillo, con el peso delimitado y de bajo costo. Este prototipo se diseñó con materiales de fácil obtención y con piezas estándar o de fabricación sencilla. El mecanismo de la rodilla se basó en un resorte a tensión y una guaya, que son los elementos principales, con los cuales se mejoró la movilidad en el plano sagital y se le dio naturalidad y suavidad a la marcha. Después de esto se prosiguió a las pruebas de laboratorio de marcha digital, en donde se usaron cámaras videográficas y el software OPTOGAIT y se hicieron pruebas cualitativas y cuantitativas en el desempeño del prototipo en comparación con la marcha humana sin amputación y la marcha con una prótesis de fabricación nacional.

Los resultados mostraron mejoría en cuanto a la fase de apoyo y balanceo de la marcha. Además de esto se evidenció un margen mínimo en el resto de parámetros temporales y espaciales analizados en comparación a la prótesis de control, de igual forma se obtuvo una prótesis liviana y con una diferencia notable en cuanto a costos.

* Proyecto de grado

** Facultad: Físico-mecánicas Escuela: Ingeniería Mecánica Director: Diego F. Villegas.

ABSTRACT

TITLE: DESIGN AND CONSTRUCTION OF A LOW COST PROTOTYPE OF TRASFEMORAL FUNCTIONAL PROSTHESIS.

AUTHORS: GONZÁLEZ DÍAZ ANDRÉS FELIPE
GUIO AVELLA SERGIO ANDRÉS
LIZARAZO MORENO EDWIN HORACIO**

KEY WORDS: BIOMECHANICS, PROSTHESES, KNEE, GAIT, OBTOGAIT.

DESCRIPTION:

The present research project sought to develop a prototype of transfemoral functional prosthesis based on the "NASA ESMD capstone design" which quest to get better the prosthesis movement, using products easily to find in the local market and bringing down the costs and reaching a better opportunity to purchase from all the population, even those with low recourses. In the first phase the most important parameters of the design were defined, considering the technical requirements and the needs of the patient to obtain a prototype with a simple knee mechanism, with limited weight and low cost. This prototype was designed with materials easy to get and with standard equipment or simple manufactured. The knee mechanism was based in a tension spring and a security cable (guaya), these are the principal materials, with which the movability in the sagittal plane got better and the way it walks becomes more natural and soft. After this the development of the prototype continued with the laboratory test of digital march, where used cameras video graphics and OPTOGAIT software were and qualitative and quantitative tests were made during the performance of the prototype and it was compared with the human march without amputation and the human march with the standard national prosthesis.

The final result showed improvement in the hold and swing phase observed in the march. Also was evidenced a minimum margin in other temporal and spatial parameters analyzed was evidenced compared to control prosthesis; a remarkable difference in costs was obtained and a lightweight prosthesis.

* Degree project

** Faculty: Physics-Mechanics Career: Mechanical Engineering Director: Diego F. Villegas

INTRODUCCIÓN

La tecnología día a día va en constante evolución y el área de las prótesis o extensiones artificiales no se queda atrás, ya que busca reemplazar los miembros originales del cuerpo humano o poder acercarse al funcionamiento natural. Toda esta evolución se ha ido acelerando gracias a los múltiples factores de riesgo a los que se ven expuestos los seres humanos, tales como accidentes de tránsito, enfermedades o el conflicto armado que vive el país entre otros, los cuales dejan ver un alto porcentaje en las estadísticas de amputados.

Las amputaciones transfemorales tiene un alto índice dentro de las estadísticas¹, de ahí surge la idea de diseñar una prótesis transfemoral de bajo costo, para aportar como estudiantes de ingeniería mecánica, a toda la sociedad en general, logrando mejorar la calidad de vida de los discapacitados.

Teniendo presente que este proyecto está enfocado principalmente a la población de bajos recursos, se debe tener como factor determinante el bajo costo, teniendo en cuenta un alto nivel de movilidad y funcionalidad, logrando una solución más completa sin descuidar ninguno de los factores esenciales, algo que no se tiene con los productos que se encuentran actualmente en el mercado, ya que no tienen un buen complemento en estas tres condiciones que ayudarían a mejorar notablemente la calidad de vida de las personas.

¹ DANE Marzo 2010 - Dirección de Censos y Demografía

1. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA

1.1 IDENTIFICACIÓN DEL PROBLEMA

En Colombia, la fabricación de prótesis se ha convertido en una actividad con un importante aumento en los últimos años debido a los altos índices de amputaciones presentadas principalmente por el conflicto armado, en el cual están involucrados todos los colombianos; donde los principales afectados son nuestros campesinos y soldados quienes luchan por un país en paz. Colombia es el segundo país con índices de discapacidad después de Brasil en Latinoamérica. Según el Banco Interamericano del desarrollo, por cada 100 colombianos 6,3 tienen una limitación permanente, lo que equivale a un poco más de dos millones de personas. Dentro de estas, el 20% presenta dificultad para caminar y desplazarse, en su mayoría debido a amputaciones de miembro inferior².

Tabla 1. Estadísticas de discapacidad en Colombia.

| Estructuras o funciones corporales | Total | | |
|---|-----------|---------|-----------|
| | Total | Hombres | Mujeres |
| Total | 2.018.078 | 928.451 | 1.089.627 |
| El sistema nervioso | 359.134 | 170.477 | 188.657 |
| Los ojos | 348.620 | 155.638 | 192.982 |
| Los oídos | 159.778 | 78.759 | 81.019 |
| Los demás órganos de los sentidos (olfato, tacto, gusto) | 30.289 | 14.638 | 15.651 |
| La voz y el habla | 157.417 | 85.101 | 72.316 |
| El sistema cardiorrespiratorio y las defensas | 260.683 | 105.389 | 155.294 |
| La digestión, el metabolismo, las hormonas | 131.743 | 51.130 | 80.613 |
| El sistema genital y reproductivo | 63.280 | 31.475 | 31.805 |
| El movimiento del cuerpo, manos, brazos, piernas | 413.269 | 194.187 | 219.082 |
| La piel | 42.074 | 18.133 | 23.941 |
| Otra | 51.791 | 23.524 | 28.267 |

Fuente: DANE Marzo 2010 - Dirección de Censos y Demografía

² Departamento Administrativo Nacional de Estadística, 2004).

Las situaciones en las cuales las personas por diferentes motivos pierden una extremidad de su cuerpo, en este caso específico las piernas, deja muchos efectos negativos tanto en la parte psicológica, física y económica; el perder una parte importante para el desplazamiento conlleva a reducir las oportunidades de trabajo y/o estudios además de posibles infecciones.

La fabricación de prótesis de miembro inferior ha ido variando con el tiempo, en función del descubrimiento de nuevos materiales, más resistentes, más livianos y más simples de manipular para la elaboración de estas, lo cual contribuye a una mayor eficiencia de la misma y comodidad para el paciente³.

Una prótesis transfemoral, o con amputación por encima de la rodilla se puede dividir en tres grandes partes o módulos, el socket, la rodilla y el pie. En éste trabajo se presenta la construcción del prototipo final de la prótesis de rodilla basado en el diseño y análisis de ingeniería.

La fabricación en Colombia de prótesis transfemoral se limita a un comportamiento normal con quilla en el talón que facilita el amortiguamiento; en el país, la prótesis transfemoral no ha sido evolucionada ni trabajada para competir con prótesis importadas de otros países. Por esta razón, este trabajo busca indagar y proponer sobre los procesos de fabricación y los materiales viables para contribuir a las personas con discapacidad y de bajos recursos, y al desarrollo de este tipo de implementos en el país.

Este proyecto pretende continuar con una investigación tecnológica encaminada a diseñar y construir una prótesis para miembro inferior con amputación transfemoral. Se hace necesario llevar a cabo la construcción de los prototipos definitivos como

³ ESPEJO Aidé. Construcción de un prototipo final de pie para prótesis transfemoral. [En línea] Disponible en <http://docplayer.es/8782537-Construccion-de-un-prototipo-final-de-pie-para-protesis-transfemoral-aide-mercedes-espejo-mora.html>. Citado 05/12/2015

culminación del proceso de diseño y construcción, para ensamblar y probar el funcionamiento mecánico de las partes.

1.2 JUSTIFICACIÓN

La problemática que vive el país debido al conflicto armado, ocasiona una gran cantidad de personas con limitación física de amputación de miembro inferior, y sumándole otras razones como enfermedades o accidentes de tránsito deja en Colombia, una cifra de 861.836 personas a junio del 2012, lo que equivale al 6% del total de la nación conforme lo indican estadísticas presentadas por el DANE⁴, en donde la amputación de pierna (por arriba y por debajo de la rodilla) es el tipo de procedimiento que se realiza con más frecuencia, siendo 8 veces más habitual que las de miembro superior.

Teniendo presente que la amputación de miembro inferior es más común y de la cual existen dos tipos transtibial y transfemoral, es necesario determinar cuál de estas origina mayor complicación a los afectados; en relación con la movilidad, las personas con amputaciones transtibiales tienen más posibilidades de rehabilitación que aquellas que presentan un nivel transfemoral, haciendo un factor clave la conservación de la rodilla. Según estudios realizados por especialistas del Instituto Teletón de Santiago revelan que el uso de prótesis es significativamente mayor en quienes presentan amputaciones transtibiales en comparación con las transfemorales, no solo analizando la habilidad de caminar, sino la comodidad, facilidad de instalación y retiro de dispositivos, considerando que las prótesis transfemorales son más difíciles de implantar y adaptar a las personas. Además presentan una notable reducción de la velocidad de su marcha aumentando el costo

⁴ DANE. Plan Nacional de Atención a las personas con discapacidad. Registro para la localización y caracterización de personas con discapacidad. Formulario. [en línea]. Disponible en <http://www.dane.gov.co/index.php/acerca-del-dane/informacion-institucional/organismos-estadisticos>: Citado 05/12/2015

energético, a nivel de reinserción laboral se logra con menor frecuencia y otros factores que hacen más difícil la limitación física por amputación transfemoral.

En Colombia, la población más afectada carece de recursos económicos, lo cual dificulta el acceso a prótesis con un alto grado de funcionalidad, por otra parte las ofrecidas en el mercado que son relativamente económicas no cumplen con el desempeño necesario para que estas personas logren estar lo más cerca posible al actuar del miembro natural, es por esto que se busca reducir costos y aumentar la funcionalidad de la misma y así optimizar la relación costo-beneficio para mejorar la calidad de vida de las personas afectadas.

El diseño y construcción de un prototipo funcional de prótesis transfemoral se planea fabricar aprovechando la tecnología que esté a nuestro alcance, como, por ejemplo; para el estudio de la marcha humana se debe hacer un análisis digital que facilite el diagnóstico del problema y que conlleve posteriormente a los tratamientos adecuados. Por otro lado, aprovechando la materia prima que se encuentre en el mercado nacional, para hacer de la prótesis lo más sencilla y factible en cuanto a economía, construcción y funcionalidad se refiere.

En la Universidad Industrial de Santander se realizó la tesis “Diseño y construcción de una prótesis transtibial de bajo costo y movilidad mejorada” que tiene como objetivo principal mejorar la relación costo- beneficio, la cual sirve para comparar los resultados obtenidos y evidenciar la diferencia entre implementar una prótesis transfemoral y una transtibial.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivo general. Diseñar y construir un prototipo funcional de prótesis transfemoral a bajo costo y que mejore la movilidad para la población afectada, con el fin de aumentar significativamente su calidad de vida.

1.3.2 Objetivos específicos.

- Diseñar un mecanismo que simule el movimiento de la rodilla en el plano sagital.
- Utilizar herramientas de CAD para el diseño de las alternativas y verificación del diseño, así como un enfoque de sistemas como proceso de diseño.
- Realizar pruebas del prototipo funcional de la prótesis con un paciente con limitación física por causa de amputación transfemoral.
- Establecer un peso de 4,2 kg aproximadamente en la prótesis total sin disminuir la funcionalidad en el diseño propuesto, además de mantener un costo bajo de tal manera que pueda ser adquirido por personas de bajos recursos económicos.

2. MARCO TEÓRICO

2.1 ANTECEDENTES DE LA INVESTIGACIÓN

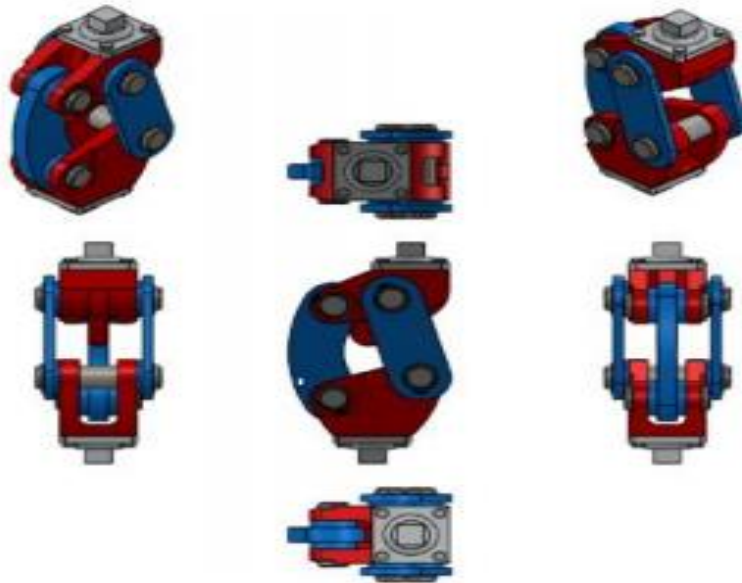
2.1.1 A nivel internacional

- Diseño y modelamiento virtual del mecanismo policéntrico de una prótesis de rodilla⁵

Este proyecto está enfocado a una prótesis mecánica, con un objetivo muy especial, el cual busca crear más ángulos de libertad para una prótesis de rodilla, sin combinar mucha tecnología para hacerla más económica y asequible a la población. Se utilizaron sistemas CAD como Solidworks para un modelamiento en 3D y simular el movimiento de la rodilla durante el ciclo de marcha. Será de gran apoyo poder utilizar en nuestro trabajo un sistema CAD que nos ayude en el modelamiento y simulación de la prótesis transfemoral con un conocimiento básico acerca de sistemas finitos para poder estudiar los diagramas de cargas y por consiguiente localizar los puntos críticos donde el esfuerzo sea máximo.

⁵, CASTRO VALLADARES, Livingston David, Diseño y Modelo virtual del mecanismo policentrico de una prótesis de rodilla Escuela Superior Politécnica del Litoral; Quito-Ecuador

Figura 1. Ensamble del mecanismo policéntrico.



Fuente: CASTRO VALLADARES, Livingston David, Diseño y Modelo virtual del mecanismo policéntrico de una prótesis de rodilla. Escuela Superior Politécnica del Litoral; Quito-Ecuador.

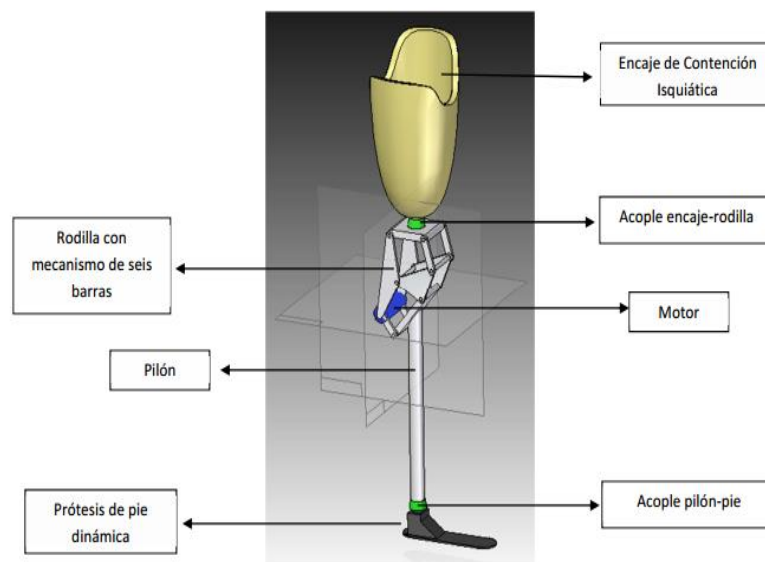
- Diseño y fabricación de una prótesis articulada de extremidad inferior. (Prótesis por encima de la rodilla)⁶.

Se basa en un sistema totalmente mecánico que tiene unas especificaciones muy interesantes, entre ellas, un sistema de bloqueo automático, un ángulo máximo de flexión de 135°, sistema de impulso por resortes con amortiguador y un límite de peso para la persona que desee utilizar esta prótesis de 100 kg. Se utilizaron materiales fáciles de conseguir en el mercado tales como aleaciones metálicas y polietileno de alta densidad, ya que estos materiales soportan esfuerzos continuos sin presentar un desgaste significativo. También se utilizaron materiales como

⁶ ESTÉVEZ Manuel, URRUTIA Ricardo, Universidad de Zulia; Zulia-Venezuela, [En línea] http://www.agenciadenoticias.luz.edu.ve/index.php?option=com_content&task=view&id=1406&Itemid=151. Citado 24/11/2015.

titanio y fibra de carbono este último se consigue en el mercado, pero con un costo superior a los demás materiales manipulados. Cabe resaltar que este sistema no maneja un mecanismo que permita tener más grados de libertad, y ergonómicamente no cumple totalmente las expectativas, como puede ser el acabado superficial de los materiales; lo cual le da al diseño un aspecto más amigable con el portador.

Figura 2. Modelo en 3D de prótesis articulada.



Fuente: ESTÉVEZ Manuel, URRUTIA Ricardo, Universidad de Zulia; Zulia-Venezuela, [En línea]

http://www.agenciadenoticias.luz.edu.ve/index.php?option=com_content&task=view&id=1406&Itemid=151. Citado 24/11/2015.

- Diseño y construcción de un mecanismo funcional de prótesis de rodilla y pie⁷
Esta investigación se fundamentó en un prototipo funcional de rodilla y pie flexible con el objeto de reducir costos en un futuro y beneficiar a personas que han sufrido

⁷ MENGUINI Matías, Universidad Nacional de la Plata, [en línea] www.unlp.edu.ar. Citado 15/11/2015

amputaciones de miembros inferiores. Parte de un diseño policéntrico que permite una mayor estabilidad de la rodilla cuando hace contacto con el talón, este diseño policéntrico es el más eficiente, aunque complejo porque tiene mayor estabilidad en la marcha en comparación a un tipo bisagra o de eje simple los cuales tienen un ángulo de libertad bastante restringido. “El diseño incorpora un cilindro neumático para permitir el control de giro con una velocidad variable para la marcha” según explica Matías Menghini.

2.1.2 A nivel nacional.

- Metodología Diseño y desarrollo de prótesis para miembro inferior izquierdo controlado por señales mioeléctricas⁸.

Se enfatiza en algunos tipos de mecanismos utilizados para el diseño y construcción de prótesis transfemoral en este caso la sección a estudiar es la rodilla, se mencionan mecanismos que van desde eje simple, hasta algunos complejos como los mecanismos policéntricos con sofisticados microcontroladores, también se tuvo en cuenta la reducción de costos como algunos materiales que mejoran la eficiencia de la prótesis la cual simule mejor el desempeño normal de la rodilla y el análisis de resistencia teniendo en cuenta las diferentes cargas aplicadas sobre esta.

Esta información es de vital importancia para una apropiada optimización de la prótesis en el desarrollo del proyecto y ayudar a determinar los materiales los cuales cumplan con las especificaciones necesarias disminuyendo los costos, y por ende promover diseños más económicos en el mercado nacional, pero resaltando que en este proyecto no se utilizaran elementos electrónicos.

⁸ VARGAS PRIETO, William David. Metodología diseño y desarrollo de prótesis para miembro inferior izquierdo controlado por señales mioeléctricas [En línea]. Universidad Distrital. Disponible en: <https://mioprotesis.wikispaces.com/file/view/Paper+protesis+pie.pdf>. Citado 20/10/2015

Figura 3. Prótesis transfemoral electromecánica, Controlada a base de señales mioeléctrica.



Fuente: VARGAS PRIETO, William David. Metodología diseño y desarrollo de prótesis para miembro inferior izquierdo controlado por señales mioeléctricas [En línea]. Universidad Distrital. Disponible en: <https://mioprotesis.wikispaces.com/file/view/Paper+protesis+pie.pdf>. Citado 20/10/2015.

- Diseño y construcción de una prótesis ortopédica modular para amputado transtibial⁹

Esta tesis estudiada busco reducir costos y la demanda de dispositivos biomédicos que posee el país, con materiales y procesos de fabricación sencillos, que sustituyan en gran medida el alto índice de exportación de estos productos, que cumplan eficientemente su función y tengan buena calidad. La prótesis va enfocada a un paciente en particular por consiguiente se manejó el diagnóstico médico y se

⁹ LANZA MEDINA Ulises Rafael, Diseño y construcción de una prótesis ortopédica modular para amputado transtibial. Artículo investigativo. Universidad Simón Bolívar, 2006.

evaluó los diferentes diseños y los procesos de fabricación en el diseño conceptual final.

Sin embargo, para el desarrollo de este proyecto se pretende que la prótesis no se enfoque en un paciente como tal, la idea es trabajar en un mecanismo, que dado el caso de que alguna persona la necesite sea factible implantársele, para esto se realizara un diseño estándar que sea fácil de adaptar a las condiciones de cualquier persona en general.

- Construcción de un prototipo final de pie para prótesis transfemoral¹⁰

En este proyecto se presenta la construcción del prototipo final de la prótesis de pie basado en el diseño, análisis de ingeniería y construcción por prototipado rápido, de las piezas componentes del pie, buscando indagar y proponer sobre los procesos de fabricación y los materiales de prótesis viables para contribuir a los discapacitados con bajos recursos y al desarrollo de este tipo de implementos en el país, ya que en Colombia la fabricación de prótesis para pie no han sido evolucionadas ni trabajadas para competir con otros países.

Al final se determinó el material en el cual se construirían las partes de la prótesis de acuerdo con los requerimientos de diseño, basados fundamentalmente en aluminio, nylon y poliuretano; de igual forma se logró una gran precisión en las piezas fabricadas gracias al proceso de fabricación seleccionado.

¹⁰ Aidé Mercedes Espejo, Universidad De la Salle

2.1.3 A nivel regional

- Diseño y construcción de una prótesis transtibial de bajo costo y movilidad mejorada¹¹.

El trabajo se realizó por estudiantes de la Universidad Industrial de Santander, es una prótesis transtibial que se enfocó a reducir costos y mejorar la calidad de vida a un paciente en especial. Para el diseño y fabricación de la prótesis se implementó un enfoque de diseño en Sistemas de Ingeniería usado por la NASA¹² y también un aspecto muy importante es el tratado de movimiento para esto, se desarrolló un estudio video-gráfico que facilita un diagnóstico del problema y recomienda los tratamientos adecuados para el paciente.

Aunque el proyecto mencionado anteriormente no se enfoca a una prótesis transfemoral de rodilla, los estudios que se realizaron van a ser de gran aporte para este proyecto, al tener unas estadísticas mejor estandarizadas y poder realizar un producto muy similar en el sentido del trabajo que cumple la rodilla de un ser humano en plena capacidad.

2.2 CATEGORÍA DE ANÁLISIS

Una prótesis es un elemento artificial que se adhiere al cuerpo con el objetivo de reemplazar una extremidad en mal estado o que se ha perdido, buscando que esta cumpla la función del miembro original. A lo largo del tiempo las prótesis han tenido una evolución significativa; sus inicios se dieron en la época de los primitivos alrededor del año 1500 a.c donde se utilizaban patas de palo y ganchos de mano, desde entonces han pasado muchos años en donde el ser humano ha explorado en

¹¹ ARGUELLO DÍAZ Álvaro Felipe, SILVA AYALA Sergio Eduardo, Diseño y construcción de una prótesis transtibial de bajo costo y movilidad mejorada. Universidad Industrial de Santander.2014

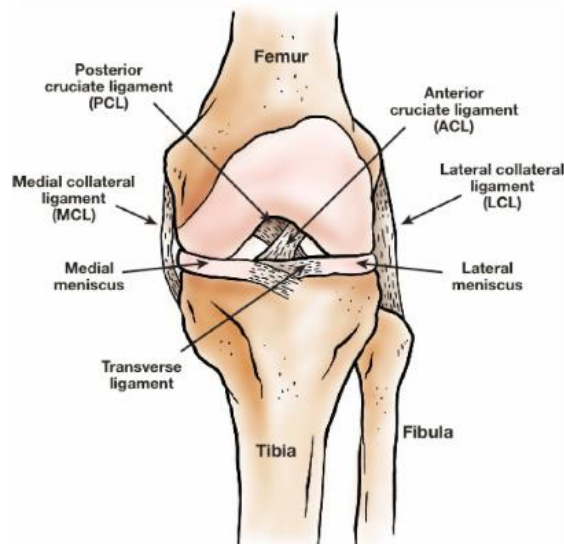
¹² El proceso de diseño es detallado en la metodología de diseño del proyecto.

la mejora de dichos artefactos, llegando a un presente con mucha sofisticación y esperando un futuro con visiones muy prometedoras.

La prótesis transfemoral debe ser colocada cuando el paciente ha sufrido una amputación por encima de la rodilla, por lo cual es necesario conocer el funcionamiento de la rodilla humana para entender mejor el objeto del proyecto.

2.2.1 Anatomía de la rodilla. La rodilla es una de las articulaciones más grandes con las que el ser humano cuenta en su cuerpo y también una de las partes más complejas, la cual en condiciones óptimas se mueve, con suavidad y facilidad, haciendo sencillo las acciones de correr y caminar; se dice que es una articulación sinovial, ya que está envuelta en una capsula con liquido sinovial, el cual le sirve como lubricante para su mecanismo, dentro de su estructura tenemos huesos, músculos, ligamentos y tendones.

Figura 4. Anatomía de la rodilla



Fuente: CIRIANO CERVANTES Enrique. Articulación de la rodilla. [En Línea]. Disponible en: http://elfisiouniversitario.blogspot.com.co/2015_07_01_archive.html. Citado 15/04/2016.

2.2.2 Huesos. La rodilla se conoce como una articulación, pero esta a su vez está compuesta por articulaciones más pequeñas, dos de ellas son del tipo patelotibial, entre fémur y tibia; y otra de tipo patelofemoral, entre fémur y rótula. La rodilla está compuesta por tres huesos principales los cuales son¹³:

- **Fémur:** es el hueso más largo, fuerte y voluminoso que tiene el cuerpo humano, soporta al mismo sobre si y asegura la unión de la pelvis y la articulación de la rodilla. Está compuesto por dos extremidades, una superior o proximal, la cual es una cabeza articular redondeada, que sobresale medialmente de un cuello corto, y la extremidad inferior, o distal que es ampliamente gruesa, por este motivo es una buena superficie de soporte para la transmisión del peso del cuerpo hacia el extremo superior de la tibia.
- **Rótula:** Es un pequeño hueso plano y triangular que se encuentra en la parte de delante de la rodilla, el cual permite los movimientos de extensión y flexión de la pierna. Se articula con el fémur y soporta el peso del cuerpo y lo transmite del fémur al pie. La tibia se encuentra orientada verticalmente y es más fuerte que el peroné que la acompaña. En el extremo proximal se encuentran los platillos tibiales, los cuales proveen una superficie articular con el fémur, permitiendo tanto la transmisión del peso del cuerpo como las fuerzas de reacción del suelo.
- **Tibia:** Es un hueso de gran extensión que se encuentra en la pierna y se articula con el astrágalo, peroné y fémur. De forma triangular, plana y curvada, es el hueso sesamoideo (hueso incrustado en un tendón) más grande del cuerpo humano, provee protección a la rodilla y constituye el mecanismo extensor de ésta. El extremo proximal de la rótula es la base y el extremo distal es conocido

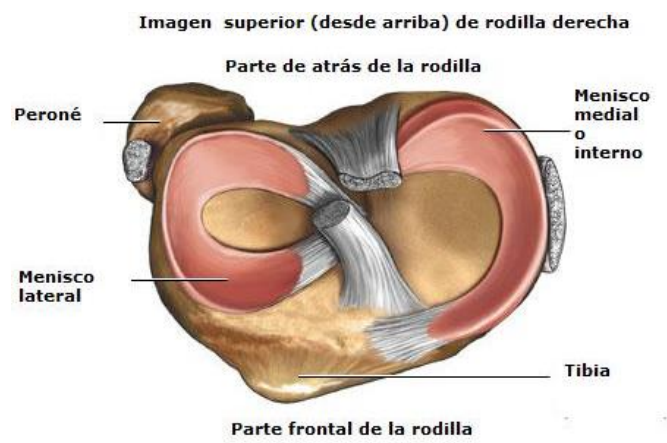
¹³ PANESSO María Claudia, TRILLOS María Constanza, GUZMÁN Ingrid Tolosa, Biomecánica de la rodilla, Universidad del Rosario.

como ápex. La superficie posterior tiene una cara lateral y otra medial, las cuales se articulan con los cóndilos mediales y laterales del fémur respectivamente.

2.2.3 Meniscos: Son fibrocartílagos que rellenan los espacios entre superficies articulares, y tienen como función estabilizar la articulación y servir de tope para los movimientos exagerados, de igual forma absorben el impacto de choque entre superficies articulares, la rodilla tiene un menisco medial en la parte interna y otro en la parte externa el cual es el menisco lateral, los cuales actúan como amortiguador cuando la rodilla soporta carga¹⁴.

El menisco lateral es muy cerrado y se describe en forma de “O” o anillo completo, mientras que el menisco medial es más ancho y tiene forma de “C”. Existen uniones comunes para los dos y propias para cada uno de ellos, las cuales permiten la estabilidad del mecanismo durante los movimientos generados en la rodilla. El mecanismo medial presenta mayores restricciones a nivel capsular y ligamentario que el menisco lateral.

Figura 5. Meniscos.



Fuente: Biomecánica del menisco. [En línea]. Disponible en: http://www.abcfarma.net/inediasp/respuestas/mayo_12/0516121_menisco_roto.shtm. Citado 15/04/2016.

¹⁴ PANESSO María Claudia, TRILLOS María Constanza, GUZMÁN Ingrid Tolosa, Biomecánica de la rodilla, Universidad del Rosario.

2.2.4 Ligamentos. Estos son tiras de tejido duro que cumplen la función de conectar los extremos de los huesos, en la rodilla tenemos los ligamentos lateral externo e interno, los cuales previenen que la rodilla se mueva demasiado hacia los lados , y los ligamentos cruzado posterior y cruzado anterior los cuales controlan el movimiento adelante-atrás de la articulación.¹⁵

Los ligamentos colaterales son dos y refuerzan la capsula articular en su aspecto medial y lateral.

- **El ligamento colateral medial (LCM):** Refuerza la capsula articular en su parte medial y brinda un medio de unión al menisco medial. Es una resistente cinta fibrosa, triangular y aplanada, de base anterior y de vértice anclado al menisco medial. Este ligamento se extiende desde el cóndilo medial del fémur hasta el extremo superior de la tibia con una orientación hacia abajo y adelante. Se encuentra reforzado por los tendones de la pata de ganso y las expansiones tendinosas del vaso medial del cuádriceps.

El LCM presenta dos fascículos: uno superficial y uno profundo. El fascículo más profundo es un engrosamiento de la capsula articular que se une al menisco medial. El fascículo superficial se une con la capsula posterior y se separa del menisco y de la capsula medial por una bursa.

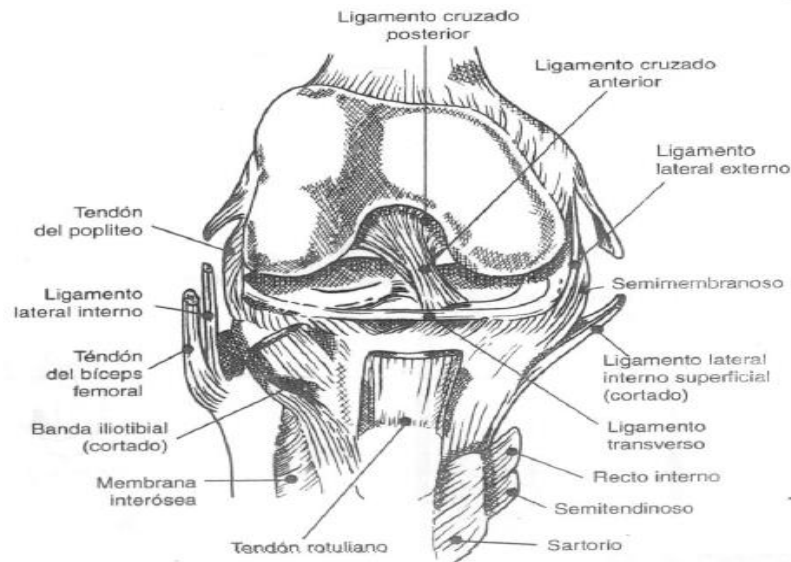
- **EL ligamento colateral lateral (LCL):** Se extiende desde el cóndilo lateral hasta el peroné tiene una orientación oblicua hacia abajo y atrás. Con el menisco lateral no presenta uniones y va reforzado por la fascia lata y las expansiones tendinosas del vaso lateral de los cuádriceps. Los *LCL* son robustos y se denominan así porque se cruzan entre sí.

¹⁵ PANESSO María Claudia, TRILLOS María Constanza, GUZMÁN Ingrid Tolosa, Biomecánica de la rodilla, Universidad del Rosario.

- **Ligamento cruzado anterior (LCA):** se unen al aspecto anterior de la espina de la tibia, se extiende superior y posteriormente por debajo del ligamento transverso para poder unirse en la parte posteromedial del cóndilo femoral lateral. Presenta dos bandas o fascículos: anteromedial y posterolateral y toman su nombre de acuerdo en el sitio de unión tibial.
- **Ligamento cruzado posterior (LCP):** es menos oblicuo, más fuerte y más corto en su dirección que el LCA. Se fija en el área intercondilea posterior de la tibia y la extremidad posterior del menisco lateral. Se dirige hacia arriba, delante y adentro, ensanchándose para insertarse en la superficie lateral del cóndilo medial del fémur.
- **Ligamento rotuliano:** es la continuación del tendón del cuádriceps femoral por debajo de la rótula. Se inserta por un lado en la rótula y por otro en la tibia, concretamente en la tuberosidad tibial, por lo tanto tiene la particularidad de que une dos estructuras óseas. Es un cordón fibroso de unos 6 mm de espesor, 30 mm de ancho y 43 mm de largo.
El tendón rotuliano junto con el tendón del cuádriceps participa en el movimiento de la rodilla y hacen posible la extensión de la pierna cuando se contrae el músculo cuádriceps.
- **Ligamento poplíteo oblicuo:** Banda ancha. Refuerzo posterior se origina posterior al cóndilo medial de la tibia y sigue un curso superolateral, insertándose en la porción central de la cara posterior de la cápsula fibrosa. Corresponde al tendón recurrente del semimembranoso, cruza en diagonal hacia arriba y afuera de la cara posterior de la rodilla y se pierde irradiado en abanico sobre el casquete del cóndilo lateral.

- **Ligamento poplíteo arqueado:** Banda en forma de Y es un refuerzo posterior. Se origina en cabeza peroné insertándose en el área intercondílea de la tibia y cara posterior del epicóndilo lateral del fémur.

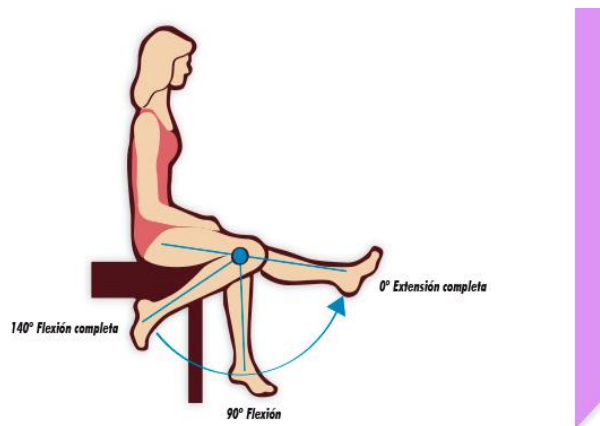
Figura 6. Estructura biarticular de la rodilla.



Fuente: Margareta Nordin, Victor H. Frankel, Biomecánica Básica del sistema Muscoloesquelético, McGRAW HILL INTERAMERICANA. Tercera edición. 473 pág.

2.2.5 Biomecánica de la rodilla: Básicamente la rodilla cuenta con un grado de libertad principal, el cual es flexión y extensión, el cual le permite regular la distancia de separación del cuerpo con el suelo, también cuenta con un segundo grado de libertad que solo está presente en flexión, el cual es un movimiento de rotación sobre el eje longitudinal de la pierna.

Figura 7. Flexión y Extensión en la rodilla.



Fuente: Dr. SOLSONA Sergi Sastre, Universidad de Barcelona, [en línea]
Disponible en: <http://www.nopainrun.com/biomecanica-rodilla.html>. Citado
15/04/2016

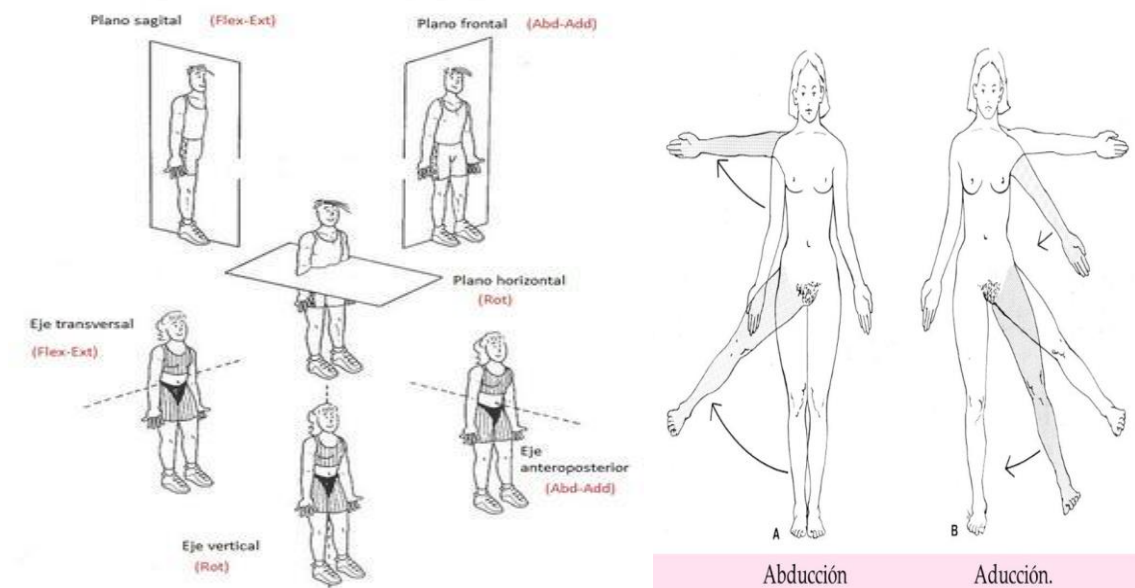
2.2.6 Planos y ejes de movimiento. Existen tres planos y ejes en el cuerpo humano

- **Plano sagital:** Conocido como plano anteroposterior, es un plano vertical que va de la parte posterior a la parte frontal del cuerpo, produciendo la mitad derecha y mitad izquierda.
- **Plano frontal:** Conocido como plano coronal, también es un plano vertical dirigido de derecha a izquierda, el cual divide al cuerpo la mitad anterior y mitad posterior.
- **Plano horizontal:** Conocido como plano transversal, el cual divide al cuerpo en mitad superior y mitad inferior.

Los movimientos que realizan las articulaciones son movimientos rotacionales, que tienen lugar sobre una línea perpendicular al plano en el que ocurre el movimiento, las cuales se conocen como ejes de rotación, y existen tres que se definen a continuación:

- **Eje sagital:** Es formado por la intersección del plano sagital con el plano horizontal, pasa horizontalmente desde la mitad posterior a la anterior del cuerpo.
- **Eje frontal:** Es formado por la intersección de los planos frontal y horizontal, pasa horizontalmente de izquierda a derecha del cuerpo.
- **Eje vertical:** También es llamado longitudinal, es formado por la intersección entre el plano sagital y frontal, pasa verticalmente de la mitad inferior a la mitad superior del cuerpo.

Figura 8. Planos y ejes de movimiento humano.



Fuente: Anatomía y ejes del movimiento, [En Línea] 20/04/2016 Disponible en: <https://educacionfisicamaruxamallo.wikispaces.com/El+cuerpo+humano>.

2.2.7 Rango de movimiento. En la articulación tibio femoral, el movimiento se produce en los tres planos, pero el rango de movimiento es máximo, con diferencia, en el plano sagital. En este plano el movimiento desde la extensión completa a la flexión completa de la rodilla va de 0° a los 140° aproximadamente.

El movimiento en el plano transversal, rotación interna y externa, está influido por la posición de la articulación en el plano sagital. Con la rodilla en extensión completa, la rodilla está restringida casi completamente por el choque de los cóndilos femorales y tibiales, lo cual ocurre principalmente porque el cóndilo femoral medial es más largo que el cóndilo lateral. El ángulo de rotación se incrementa apenas se flexiona la rodilla alcanzando un ángulo máximo de 90° de flexión; con la rodilla en esta posición, la rotación externa varía de 0° a aproximadamente 45° y la rotación interna varía de 0° a aproximadamente 30°. Los tejidos blandos limitan la rotación interna y externa más allá de los 90° grados de flexión.

El movimiento en el plano frontal, abducción y aducción, se afecta de forma semejante por la cantidad de flexión articular. La extensión completa de la rodilla impide casi todo el movimiento en el plano frontal. La abducción y la aducción pasiva aumenta con la flexión de rodilla hasta los 30, pero cada uno alcanza un máximo de solo unos pocos grados con la rodilla flexionada más allá de 30°, el movimiento en el plano frontal disminuye de nuevo por la función límite de los tejidos blandos.

Tabla 2. Rango de movimiento de la articulación tibio femoral en el plano sagital durante actividades comunes.

| ACTIVIDAD | Rango de movimiento desde la extensión de rodilla a la flexión de rodilla (grados) |
|--|--|
| Andar | 0-67° |
| Subir escaleras | 0-83° |
| Bajar escaleras | 0-90° |
| Sentarse | 0-93° |
| Atarse un zapato | 0-106° |
| Elevar un objeto | 0-117° |
| <p>*Datos de Ketterkamp et al. (1970). Promedio de 22 sujetos. Se encontró una ligera diferencia entre las rodillas izquierdas y derechas (promedio para la rodilla derecha de 68.1°, promedio para la rodilla izquierda 66.7°).</p> <p>**Estos y los datos subsiguientes provienen de Laubenthal et al. (1972). Promedio para 30 sujetos.</p> | |

Fuente: Margareta Nordin, Victor H. Frankel, Biomecánica Básica del sistema Muscoloesquelético, McGRAW HILL INTERAMERICANA.Tercera edición. 473 pág.

La porción esquelética de un segmento corporal se denomina par articular. Cuando un par rota sobre el otro, en cualquier instante hay un punto que no se mueve, es decir, un punto que tiene velocidad cero. Este punto constituye un centro instantáneo de movimiento, o centro instantáneo. El centro instantáneo se encuentra identificado el desplazamiento de dos puntos en un eslabón mientras se mueve el otro eslabón adyacente, el cual se considera como estacionario. Los puntos sobre el eslabón móvil en su posición original y su posición tras el desplazamiento se designan en una gráfica y se dibujan las líneas conectando los dos conjuntos de puntos. Se dibujan también los bisectores perpendiculares de estas dos líneas. La intersección de los bisectores perpendiculares es el centro instantáneo.

Basando en esta técnica se han realizado estudios para medir la cantidad de flexión de rodilla durante la fase portante de andar y correr en personas.

Tabla 3. Cantidad de flexión de rodilla.

| Actividad | Rango en cantidad de flexión de rodilla durante la fase portante (grados) |
|---|---|
| Andar Lento | 0-6 |
| Libre | 6-12 |
| Rápido | 12-18 |
| Correr | 18-30 |
| Datos de Perry et al. (1977). Rango para siete sujetos. | |

Fuente: Margareta Nordin, Victor H. Frankel, Biomecánica Básica del sistema Muscoloesquelético, McGRAW HILL INTERAMERICANA. Tercera edición. 473 pág.

Las prótesis han tenido una evolución tan grande con el paso del tiempo, que hoy en día encontramos en el mercado cualquier variedad tanto en lo económico, como en la tecnología desarrollada para mejorar la movilidad, todo esto dependiendo de las necesidades y posibilidades del paciente; por esto es necesario nombrar ambos extremos, tanto la prótesis más sencilla que se encuentra como la que de mayor complejidad.

2.2.8 Prótesis de rodilla 3R15: Rodilla modula con freno, monocéntrica y manguito protector, en este tipo de prótesis el casquillo de eje con eje oscilante y eje frenado crea la conexión entre la parte superior y la parte inferior de la articulación, actuando a modo de freno dependiente de la carga. Éste asegura la fase de apoyo en combinación con el retrodesplazamiento, para controlar la fase de impulsión se pueden ajustar la fricción del eje y la fuerza elástica del impulsor.

Figura 9. Prótesis de rodilla 3R15



Fuente: Prótesis de rodilla 3R15.Ortopedia Zulia. [En línea] 21/06/2016. Disponible en: <http://ortopediazulia.com/productos/3r15-numero-1-desde-el-principio/>

2.2.9 Prótesis de alta tecnología: Pie protésico de alta respuesta dinámica de fibra de carbono con sistemas neumático integrado al tobillo que permite amortiguar cada paso del paciente y movimientos torsionales naturales para una marcha más cómoda.

Rodilla protésica hidráulica policéntrica con sistema de pre-flexión segura de hasta 15° (con bloqueo geométrico) y con rotador de giro que permite cruzar la prótesis como si fuera su pierna sana al sentarse.

Socket o cuenca anatómico fabricado en fibra de carbono, modelado por computadora en sistema CAD-CAM con medio de suspensión 3S silicón liner skinguard y conector de cintas distal/proximal que evita la rotación no deseada.

2.2.10 Rodilla protésica electrónica/hidráulica de ejes múltiples controlada por microprocesador. Sin duda la opción más avanzada, funciona igual que la hidráulica, pero incorpora como elemento de seguridad adicional un

microprocesador que regula y suaviza los movimientos de flexión frenando su eje para impedir caídas o flexiones involucladas y agiliza la extensión mediante un software la prótesis se programa para que “aprenda y memorice” los ajustes personalizados del paciente. Puede incorporar un control remoto inalámbrico para su ajuste optimizado.

Figura 10. Prótesis con microprocesador.



Fuente: Bills Dupes, rodillas con microprocesadores, [En Línea] 21/06/2016 Disponible en: http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/jan_feb_04/aboutknees.html

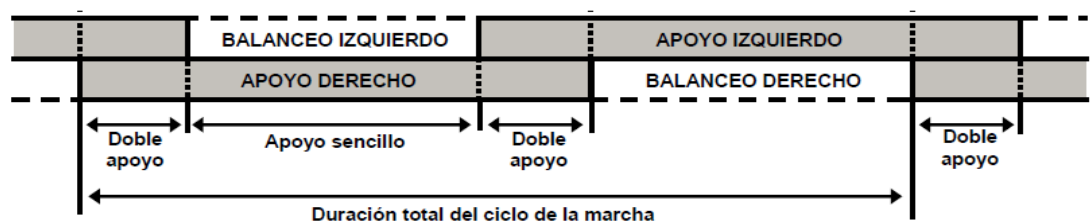
2.3 VALORACIÓN DE LA MARCHA¹⁶

La marcha es un movimiento sincrónico y coordinado en el cual se involucran todos los segmentos corporales con alternancia de los miembros superiores e inferiores para lograr el desplazamiento del cuerpo de un lugar a otro. Para el análisis de la marcha se consideran dos periodos, el periodo de apoyo y el de balanceo.

¹⁶ DAZA L.J. Evaluación clínico-funcional del movimiento corporal humano. Editorial médica internacional, 2007. Páginas 259-263.

El periodo de apoyo es el tiempo que pasa entre el instante en que el pie hace contacto con el piso (talón) hasta el momento del despegue de los dedos del mismo; la duración y distribución porcentual del periodo de apoyo o de soporte es de 62% del ciclo total de la marcha. Por su parte, el periodo de balanceo es el tiempo transcurrido entre el instante de despegue de los dedos del pie es decir, el momento en que pierden por completo la relación con el piso, hasta el punto de contacto con el talón con el suelo; la duración y distribución porcentual del periodo de balanceo es de 38%. Estas dos fases se van alternando de una pierna a la otra durante la marcha. En un paso completo, el apoyo sencillo se refiere al periodo cuando sólo una pierna está en contacto con el suelo. El periodo de doble apoyo ocurre cuando ambos pies están en contacto con el suelo simultáneamente. La diferencia entre correr es la ausencia de un periodo de apoyo.

Figura 11. Representación de las principales componentes de la marcha.



Fuente: Biomecánica de la marcha. UNIVERSIDAD DE LAS AMÉRICAS PUEBLA. [En línea]. Disponible en: http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lep/hernandez_s_f/capitulo3.pdf

Para el examen de la marcha se cuantifican parámetros temporales y espaciales que proporcionan una descripción básica de la marcha de una persona. Los parámetros temporales y espaciales son variables que se pueden ver alteradas por factores como la estatura, la edad, el sexo, la forma, la posición y la función de las estructuras neuromusculares y osteoarticulares, el dolor o condiciones patológicas,

entre otros; además, el calzado, la indumentaria, los aspectos culturales, la moda, la condición emocional o mental son factores que pueden alterar dichos parámetros.

- **Parámetros temporales:** Entre los parámetros temporales, que pueden valorarse se encuentran:

- Ciclo de la marcha. Lapso de tiempo en el que el transcurre dos eventos idénticos sucesivos del mismo pie.
- Periodo de paso. Referido al intervalo de tiempo entre el contacto inicial de un pie y el mismo evento del pie contralateral.
- Periodo de apoyo. Es el tiempo que pasa entre el instante en que el pie hace contacto con el piso (talón) hasta el momento del despegue de los dedos del mismo.
- El periodo de balaceo. Es el tiempo transcurrido entre el instante de despegue de los dedos del pie que pierdan por completo la relación con el piso, hasta el punto de contacto del talón con el suelo.
- Frecuencia o cadencia. Este parámetro hace referencia al número de pasos por unidad de tiempo. La frecuencia determina el ritmo y la rapidez de la marcha. Varía de acuerdo con la longitud de las extremidades, el peso corporal y la habilidad para caminar y, disminuye con el proceso de envejecimiento.
- Velocidad. Es la relación de la distancia recorrida en la dirección de la marcha por unidad de tiempo ($\text{velocidad} = \text{distancia} / \text{tiempo}$), se expresa en m/s. Constituye una variable que indica la habilidad para caminar. Establece una relación con la cadencia y la longitud del paso largo.
- Aceleración. Es el cambio en la velocidad $\text{aceleración} = (\text{velocidad}_2 - \text{velocidad}_1) / (\text{tiempo}_2 - \text{tiempo}_1)$. Se expresa en m (m/s^2).

- **Parámetros espaciales.** Entre los parámetros se encuentran:

- Longitud de paso largo o zancada. Es la distancia lineal en metros entre dos eventos iguales y sucesivos de la misma extremidad. La longitud de paso largo o zancada incluye un paso corto derecho e izquierdo, es decir, dos pasos cortos. Esto no significa que siempre el valor de la longitud de un paso largo sea el doble del valor de un paso corto, debido a la asimetría que pueda existir entre el paso corto derecho e izquierdo.
- Longitud de paso o paso corto. Es la distancia lineal en metros desde un evento específico, que, generalmente, es el contacto inicial de una extremidad hasta el mismo evento de la extremidad opuesta. La comparación de los registros que permite la medición, tanto en el paso corto derecho como el izquierdo, proporciona información de la asimetría de la marcha.
- Ancho de paso. Está dado por la distancia lineal en cm entre dos puntos iguales de los pies. Es una variable directamente relacionada con la estabilidad y el equilibrio. Esto significa que con un amplio ancho de paso la persona incrementa su estabilidad y equilibrio.
- Angulo de paso. Se refiere a la orientación del pie durante el apoyo. El eje longitudinal de cada pie durante el apoyo.

2.3.1 Análisis cinemático de la marcha humana en el plano sagital. El análisis cinemático en el plano sagital nos muestra los ángulos que forma la rodilla durante la marcha normal, y estos serán de gran utilidad para el desarrollo de nuestro mecanismo.

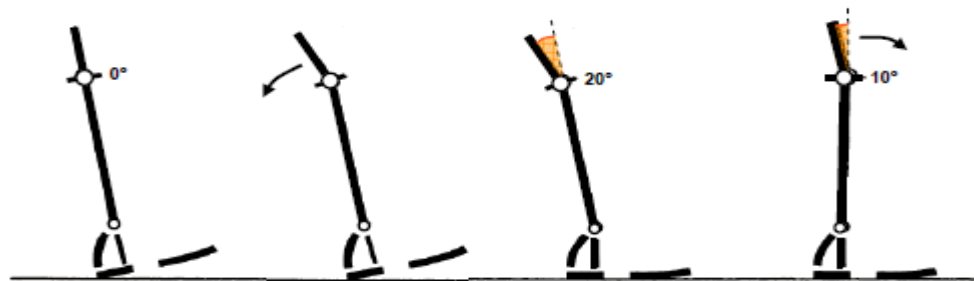
El análisis está dividido en tres intervalos, en los cuales se describe cómo actúa la rodilla en el plano sagital¹⁷.

¹⁷ Fuente: UNIVERSIDAD DE LAS AMÉRICAS PUEBLA. Biomecánica de la marcha. [en línea]. Disponible en: http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lep/hernandez_s_f/capitulo3.pdf

2.3.1.1 Intervalo 1. Movimiento de las articulaciones en el plano sagital entre el contacto del talón con el suelo y el punto de apoyo medio.

Figura 12. Ángulos de la rodilla primer intervalo de marcha

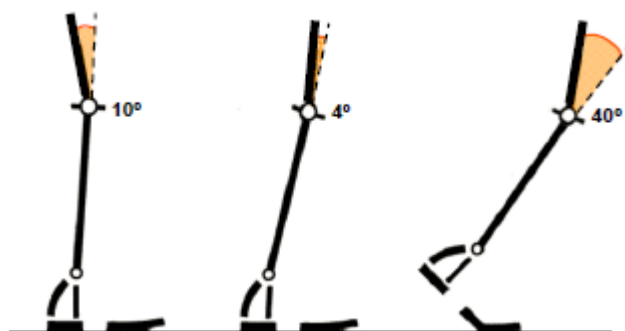
| | |
|--|---|
| Inmediatamente antes del contacto del talón con el suelo. | La articulación de la rodilla se encuentra en completa extensión. |
| Simultáneamente con el contacto del talón con el suelo. | La articulación de la rodilla comienza a flexionarse y continúa hasta que la planta del pie esté plana en el suelo. |
| Inmediatamente después de haber alcanzado la posición plana del pie. | La rodilla tiene aproximadamente un ángulo de 20° de flexión y comienza a extenderse. |
| En el apoyo medio. | La rodilla tiene aproximadamente un ángulo de 10° de flexión y continúa extendiéndose. |



2.3.1.2 intervalo 2. Movimiento de las articulaciones en el plano sagital entre el apoyo medio y despegue del pie del suelo.

Figura 13. Ángulos de la rodilla segundo intervalo de marcha

| | |
|--|---|
| En el apoyo medio. | La rodilla tiene aproximadamente un ángulo de 10° de flexión y continúa extendiéndose. |
| Inmediatamente antes de que el talón pierda contacto con el suelo. | La rodilla está a 4° de la extensión completa. |
| Entre el despegue del talón y el de los dedos. | La articulación de la rodilla se mueve de una extensión casi completa a 40° de flexión. |



2.3.1.3 Intervalo 3. Describe el movimiento de las articulaciones en el plano sagital en la etapa de balanceo.

Figura 14. Ángulos de la rodilla tercer intervalo de marcha

| | |
|---|---|
| Entre el despegue del pie y la parte media de la etapa de balanceo. | La rodilla se flexiona de una posición inicial de aproximadamente 40° a un ángulo de máxima flexión de aproximadamente 65°. |
| Entre la parte media de la etapa de balanceo y el contacto del talón. | La rodilla se extiende casi completamente hasta el último instante de la etapa de balanceo. |

3. DISEÑO METODOLÓGICO

3.1 TIPOS DE INVESTIGACIÓN

El diseño metodológico está dividido en dos etapas, una primera etapa de exploración donde se conciertan y se identifican cuáles son las variables más significativas que se trabajará en el diseño final y que jugaran un papel trascendental a la hora de evaluar el comportamiento de la prótesis. La segunda etapa será descriptiva donde se tienen en cuenta las propiedades y características del diseño final y posteriormente se relacionen las variables descritas en la etapa explorativa.

3.2 IMPACTO SOCIAL

El proyecto está encaminado en mejorar la calidad de vida de personas con amputación por encima de la rodilla, principalmente de nuestros soldados y campesinos quienes son los principales afectados por la guerra interna de la nación según estadísticas nacionales, ya que las prótesis transfemorales son bastantes costosas y la mayoría de estas personas afectadas no cuentan con suficientes recursos económicos para poder adquirirlas. Por este motivo se decide diseñar una prótesis a bajo costo que se acerque lo más posible a los movimientos que desempeña la rodilla naturalmente y por ende realizar labores cotidianas.

Para el óptimo desempeño de nuestra investigación contamos con la colaboración del señor Jerley Hoyos, quien es integrante del grupo de natación paralímpico del departamento de Santander, residente de la ciudad de Bucaramanga. Posee una prótesis transfemoral policéntrica la cual tomaremos de referencia para comparar su funcionamiento con respecto al mecanismo propuesto.

Figura 15. Prótesis de control.



3.3 DISEÑO CONCEPTUAL

Es muy importante en el desarrollo del proyecto diseñar un método para medir las características de calidad, por ende se debe identificar cuáles son las características de calidad y luego se planteará como determinar el avance del proyecto respecto a la prótesis de control.

3.3.1 Características de calidad. En este proyecto es importante evaluar la movilidad comparativamente con otro modelo y la resistencia a la tracción a la cual van a estar sometidos los elementos de dicho prototipo para estipular el éxito del proyecto.

3.3.1.1 Movilidad: Este es un aspecto muy importante que se debe tener en cuenta para el prototipo final que se quiere obtener, ya que uno de los objetivos planteados es lograr mejorar la movilidad y de esta forma poder acercarse al movimiento original que desarrolló el miembro antes de la amputación, la facilidad con la que el usuario pueda desplazarse de un lugar a otro, sin que la prótesis presente incomodidad al caminar.

Para hacer el estudio de la marcha, se desarrollará un estudio videográfico, en donde se manejarán puntos lumínicos colocados en un ambiente controlado, por medio de cámaras video gráficas se hará la filmación de la marcha, determinando ángulos de desplazamiento de las articulaciones y con esto poder comparar su funcionalidad en comparación a la prótesis de control. Este estudio se llevará a cabo en las instalaciones de la Universidad de Santander (UDES) quienes muy amablemente nos facilitaron el espacio pertinente, y la colaboración de la Docente Martha Patricia Cabrales.

De esta forma se evaluará la movilidad del prototipo final y se podrá estudiar la funcionalidad respecto a la prótesis de control y por ende se comprobará el éxito en movilidad del proyecto.

3.3.1.2 Resistencia al pandeo y a la tracción. Se debe tener en cuenta el análisis de las fuerzas que van a actuar en el prototipo que se plantea, de igual forma analizar el punto crítico que alcanzan los componentes al someterse a una carga de impacto, para que la prótesis no falle y por ende no represente ningún peligro al portador, para esto se harán los cálculos necesarios y se verificarán por medio de la simulación en el software Solidworks.

3.3.2 Costos. Un factor importante para determinar el éxito de nuestro proyecto es que tan costosa va a ser nuestra propuesta, pues la idea es diseñar una prótesis que cumpla con una movilidad adecuada, pero manteniendo los costos bajos, y que

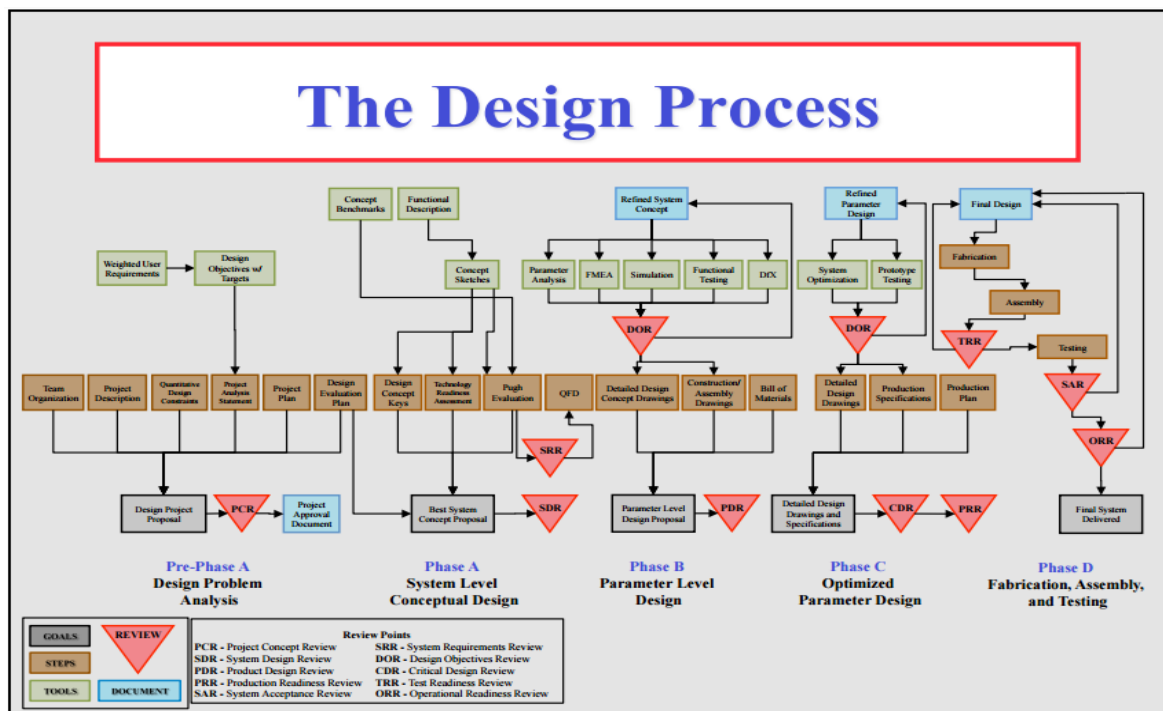
de esta forma sea atractiva y asequible en el mercado. Para esto inicialmente se estipulará el costo de fabricación de nuestra prótesis y en seguida se comparará estos costos con prótesis similares que haya en el mercado, de las mismas características y ver cuán factible es nuestra propuesta, mirando de cuanto es la diferencia en costos de nuestra prótesis con las que se comercian actualmente.

4. PROCESO DE DISEÑO DE LA PRÓTESIS

Para el diseño de la prótesis transfemoral se siguió la metodología utilizada por la NASA, “NASA ESMD Capstone design process” para de esta forma obtener un diseño optimo y funcional.

Esta metodología consta en 5 fases de diseño, la pre-fase A que consta en el análisis del diseño del problema, la fase A en la que se estudia el nivel conceptual del diseño, una fase B donde se miran los parámetros de diseño del sistema, una fase C de diseño de parámetros optimizados y por último una fase D de fabricación, ensamblaje y pruebas de producto final. Es de tener en cuenta que esta última fase no será estudiada ya que los objetivos del proyecto van hasta la fabricación del prototipo y no del producto en línea.

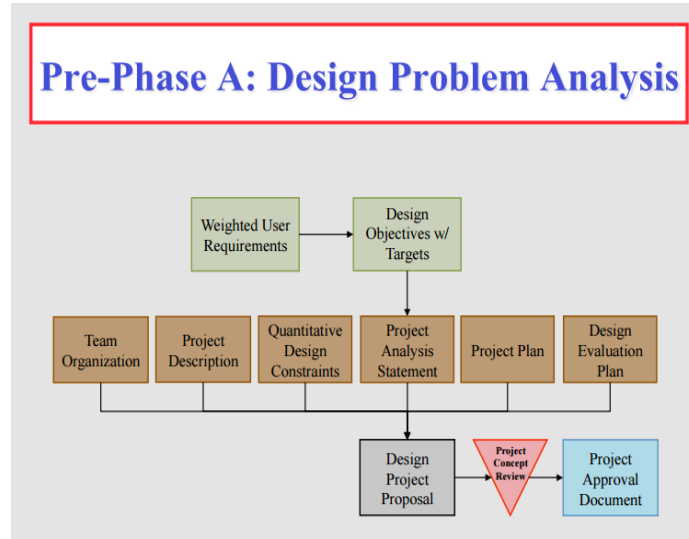
Figura 16. NASA ESMD Capstone design process.



Fuente: NASA ESMD Capstone design. By John K. Gershenson, Ph.D.

4.1 PRE-FASE A

Figura 17. Pre-fase A Análisis del diseño.



Fuente: NASA ESMD Capstone design. By John K. Gershenson, Ph.D.

4.1.1 Requerimientos de usuario: Los requerimientos de usuario fueron establecidos por profesionales en el tema ortopédico, y en base a los diferentes estudios realizados a nivel internacional como nacional, teniendo en cuenta el concepto aportado por el paciente. Los requerimientos que se tomaron en cuenta se muestran en el siguiente cuadro dándoles un peso, que parten desde 1 hasta 5 siendo el mayor número en este rango el de más peso a la hora de comparar los requerimientos establecidos:

Tabla 4. Requerimientos de usuario.

| REQUERIMIENTOS DEL USUARIO | PESO (1-5) |
|----------------------------|------------|
| Rígido | 3 |
| Resistente | 3 |
| Económico | 5 |
| Estabilidad | 3 |
| Estética | 3 |

| | |
|--------------------|---|
| Vida útil (2 años) | 2 |
| Movilidad | 4 |

En los requerimientos establecidos del paciente se destacan los dos de mayor peso los cuales son su economía y seguidamente la movilidad con la que el paciente puede desplazarse, luego podemos observar en un nivel medio requerimientos destacados tales como; que sea una prótesis rígida, resistente, estable y un aspecto estético como por ejemplo el acabado superficial, color etc. Por ultimo esta una vida útil igual o superior a dos años que permitan al paciente tener un tiempo de uso aceptable.

4.1.2 Constantes de diseño: Para las constantes de diseño se tienen en cuenta los objetivos del proyecto como los requerimientos brindados por parte del paciente, así como los aspectos a la hora de la construcción y modelado que ayuden a un desempeño funcional.

Tabla 5.Constantes de diseño.

| Constantes | Método de Medición | Objetivo | Límite Aceptable |
|------------------------|------------------------------------|-----------------|-------------------------|
| Movilidad | Plano Sagital [Grados] | 120° | 80°-130° |
| Costos | Fabricación de una unidad [COP] | 2'200.000,00 | 2'7000.000,00 |
| Vida útil | Tiempo operacional | 2 años | >20 meses |
| Peso | Peso de la prótesis [Gramos] | 4200 | 5000 |
| Resistencia al impacto | Impacto [N] | 5400 | >4500 |
| Resistencia | Peso soportado [Kg] | 110 | >80 |

En esta tabla se muestran las constantes de diseño escogidas, dentro de las cuales se ven reflejados los objetivos del proyecto, manejando un rango de valores en el

cual se va a trabajar; teniendo estas constantes como pautas para elegir las opciones de solución que cumplan con lo requerido.

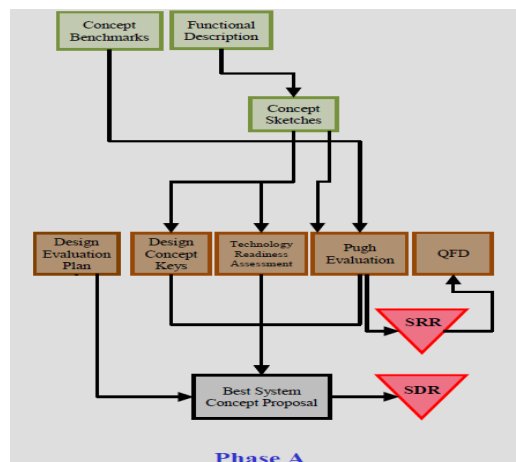
Se puede ver que las variables que se escogieron, son críticas y fundamentales para el cumplimiento del propósito y la calidad del proyecto, tales como el peso de la prótesis, costo de la misma y la resistencia a un peso muerto entre otras.

La pre-fase A consta de otros pasos que ya se trabajaron y analizaron en el anteproyecto, tales como organización del equipo, plan, descripción y evaluación del proyecto, por lo cual no serán analizadas ni detalladas en esta parte del proceso de diseño.

4.2 FASE A

La fase A del proceso de diseño hace referencia al nivel de diseño conceptual del sistema.

Figura 18. Fase A del proceso de diseño.



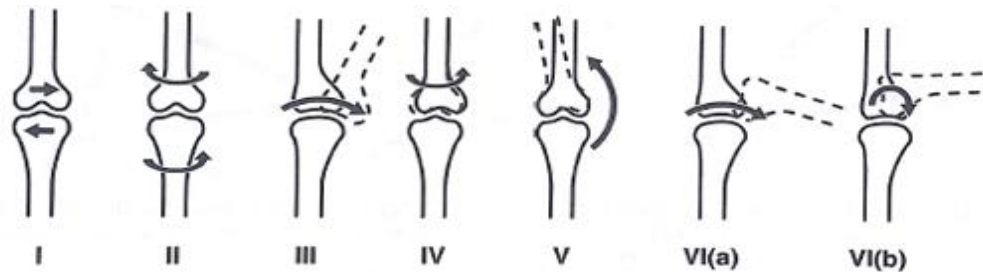
Fuente: NASA ESMD Capstone design. By John K. Gershenson, Ph.D.

Esta etapa del proceso de diseño, debe culminar con la elección de la propuesta más óptima y definitiva, para esto se deben realizar unos pasos previos, tales como

la descripción funcional que debe realizar cada una de las propuestas dadas, bocetos de diseño, entre otros pasos a seguir.

4.2.1 Descripción funcional: En la descripción funcional se muestra el proceso de marcha humana al que se somete la articulación de la rodilla, teniendo en cuenta las tareas a las cuales es sometida.

Figura 19. Desplazamiento rotación tibia y fémur.



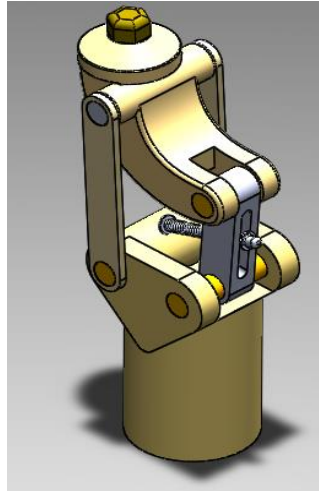
Fuente: Benno M. Nigg, Watler Herzog, Biomechanics of the Musculo-Skeletal system, tercera edición.

Teniendo en cuenta que los ligamentos restringen el movimiento aun con los músculos relajados, podemos observar en la figura anterior los movimientos rotacionales y de traslación a los que está sometida la rodilla. En la imagen I se muestra la traslación lateral medial de la tibia respecto a el fémur, la imagen II se ve el movimiento de rotación tibia relativa a fémur que es aproximadamente de 35° , en la imagen III se observa la traslación en el plano sagital posterior-anterior de la tibia respecto al fémur, imagen IV rotación del fémur respecto a la tibia, imagen V rotación VARUS-VALGUS de 5° , VI (a) ligamentos cruzados, VII (b) ligamento colateral durante la flexión y extensión en el plano sagital.

4.2.2 Bocetos de diseño articulación primera ronda: Se propusieron tres percepciones de diseño para solucionar el problema de la articulación y ejecutar el trabajo de la rodilla.

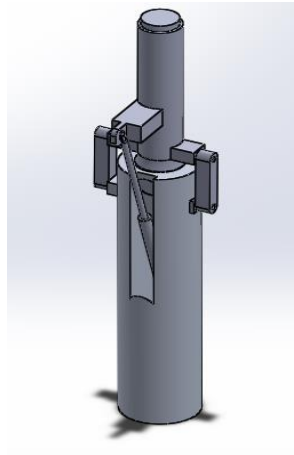
- **Opción A:** Mecanismo policéntrica con resorte ajustable para regular los ángulos de libertad en el plano sagital.

Figura 20. Mecanismo policentrico con resorte ajustable.



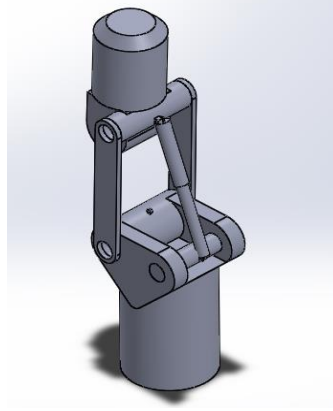
- **Opción B:** Mecanismo de rotula con actuador neumático de simple efecto

Figura 21. Mecanismo de rotula con actuador neumático.



- **Opción C:** Mecanismo policéntrico con sistema neumático

Figura 22. Mecanismo policéntrico con sistema neumático



4.2.2.3 Claves del concepto de diseño: Se organizan las claves de cada concepto y se tabulan para facilitar su trabajo.

Tabla 6. Claves de concepto de diseño.

| Conceptos | Claves del concepto de diseño |
|-------------------|---|
| <i>Concepto A</i> | Se implementa un mecanismo de 4 barras que permite un movimiento libre respecto al plano sagital, se le incluye un resorte el cual puede ser tarado, para acoplar al sistema al tipo de terreno y amortiguar movimientos bruscos. |
| <i>Concepto B</i> | Se propone un mecanismo de rotula, el cual va controlado con un actuador neumático de simple efecto, con barras laterales para controlar el movimiento en el plano sagital. |

| | |
|-------------------|---|
| <i>Concepto C</i> | Se propone un mecanismo policéntrico, en el cual se le incluye un sistema neumático que controla un actuador de doble efecto, con el cual se quiere hacer más suave la marcha y permitir el movimiento en el plano sagital, además se va a controlar los ángulos de libertad por medio de sensores. |
|-------------------|---|

4.2.2.4 Matriz pugh para conceptos de diseño primera ronda: Es una herramienta que consiste en establecer un conjunto de opciones de criterios que se puntúan y se suman para obtener una puntuación total, que pueden ser clasificados para obtener la mejor opción de diseño que se tiene; en este caso los bocetos son sometidos a una lista de criterios que serán evaluados mediante +, - y S, los cuales indican cuál es su comportamiento. Cuando es apropiado será evaluado con un +, con un – si su comportamiento no es el esperado y un S cuando su comportamiento es neutral.

Tabla 7, Matriz pugh primera ronda.

| # | CRITERIO | MECANISMO POLICENTRICO CON RESORTE AJUSTABLE | MECANISMO DE ROTULA CON ACTUADOR DE SIMPLE EFECTO | MECANISMO POLICENTRICO CON SISTEMA NEUMATICO |
|---|----------------------------|--|---|--|
| 1 | HORAS DE MANUFACTURA | + | + | + |
| 2 | COSTOS DE MANUFACTURA | + | S | - |
| 3 | PIEZAS STANDARD | - | + | S |
| 4 | COSTOS DE MATERIALES | + | + | - |
| 5 | MEJOR SIMULACION DE MARCHA | - | + | + |
| 6 | BAJO PESO | S | - | + |
| 7 | TAMAÑO | + | + | S |
| 8 | DURABILIDAD | S | S | + |
| 9 | MANTENIMIENTO | S | - | - |
| | TOTAL POSITIVOS | 4 | 5 | 4 |
| | TOTAL NEGATIVOS | 2 | 2 | 2 |

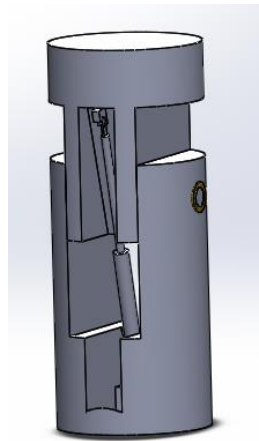
Luego de evaluar las primeros tres opciones de diseño mediante la matriz pugh; se determinó que la mejor opción respecto a las otras dos evaluadas respectivamente, fue la opción B, debido a que obtuvo una calificación de +5.

Se van a realizar 3 rondas de evaluación, en las cuales se reforzarán los puntos débiles de las opciones anteriores o planteará nuevas alternativas para el diseño de la prótesis, y de esta forma tener un criterio más determinante en la escogencia del prototipo final.

4.2.3 Bocetos de diseño articulación segunda ronda: Se refuerzan los aspectos negativos de la primera ronda a las opciones de diseño que perdieron en la evaluación realizada.

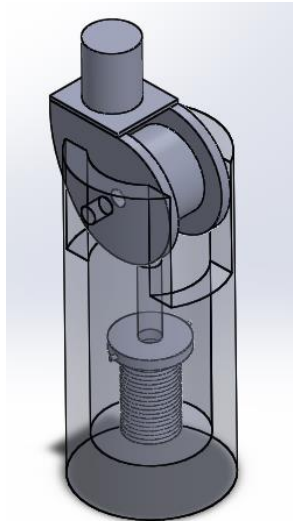
Opción D: Mecanismo de eje único con actuador neumático de simple efecto.

Figura 23. Mecanismo con eje único y actuador neumático.



Opción E: Mecanismo con resorte a tensión y bandas elásticas.

Figura 24. Mecanismo con resorte y bandas.



4.2.3.1 Claves del concepto de diseño

Tabla 8. Claves de concepto de diseño segunda ronda.

| Conceptos | Claves del concepto de diseño |
|-------------------|--|
| <i>Concepto D</i> | Se propone un mecanismo con actuador neumático de simple efecto, cuyo aire es tomado de la atmosfera y expulsado a la misma. Este mecanismo permite el movimiento de extensión lento y amortiguado, facilitando la marcha al paciente. |
| <i>Concepto E</i> | Se propone un mecanismo con resorte a tensión y bandas elásticas. En este mecanismo el resorte en su estado natural permitirá que se alcance un ángulo igual o mayor a los 90° sobre el plano sagital, mientras que al aplicársele una fuerza en la parte superior (fémur), las bandas se accionaran haciendo que el resorte se estire y la prótesis quede en extensión. |

4.2.3.2 Matriz pugh segunda ronda: Se someten a evaluación los dos nuevos conceptos junto con el concepto ganador de la primera ronda de evaluación.

Tabla 9. Matriz pugh segunda ronda.

| # | CRITERIO | MECANISMO DE ROTULA CON ACTUADOR DE SIMPLE EFECTO | MECANISMO DE EJE ÚNICO CON ACTUADOR NEUMÁTICO DE SIMPLE EFECTO. | MECANISMO CON RESORTE A TENSIÓN Y BANDAS ELÁSTICAS |
|---|----------------------------|---|---|--|
| 1 | HORAS DE MANUFACTURA | + | + | + |
| 2 | COSTOS DE MANUFACTURA | \$ | \$ | \$ |
| 3 | PIEZAS STANDARD | + | + | + |
| 4 | COSTOS DE MATERIALES | + | - | \$ |
| 5 | MEJOR SIMULACION DE MARCHA | + | + | + |
| 6 | BAJO PESO | - | + | + |
| 7 | TAMAÑO | + | + | + |
| 8 | DURABILIDAD | \$ | \$ | + |
| 9 | MANTENIMIENTO | - | \$ | \$ |
| | TOTAL POSITIVOS | 5 | 5 | 6 |
| | TOTAL NEGATIVOS | 2 | 1 | 0 |

El concepto D es una idea, donde se muestra un mecanismo con eje único y actuador neumático de simple efecto que permite un movimiento lento a la hora de la marcha, se le implementan rodamientos en el eje principal para que la fricción sea menor y no se presente alteración entre piezas.

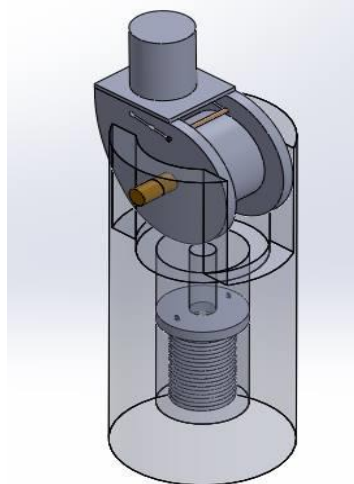
El concepto E muestra un movimiento de flexión y extensión de la rodilla sin proporcionar una gran cantidad de energía, al igual que el concepto D consta de un eje principal también con rodamientos para prevenir el desgaste. La idea principal de las dos nuevas opciones es mejorar el aspecto de mantenimiento y bajar el peso del conjunto buscando piezas que no sean tan robustas sustituyéndolas por otras que desempeñen la misma o una mejor función.

Al final se encuentra que la mejor opción es la E, sin embargo; la opción D muestra también un buen desempeño, por ende, se toma la decisión de juntar las dos opciones para crear el diseño definitivo de la prótesis.

4.2.4 Bocetos de diseño articulación tercera ronda: Se propone juntar las dos opciones con más puntos positivos en las evaluaciones anteriores para llegar a un diseño funcional óptimo.

Opción F: Mecanismo con resorte a tensión y bandas elásticas, con taraje en las bandas y guía de desplazamiento.

Figura 25. Mecanismo con resorte, bandas y guía de desplazamiento.



4.2.4.1 Clave de concepto opción F:

Tabla 10. Concepto de diseño.

| Conceptos | Claves del concepto de diseño |
|-------------------|--|
| <i>Concepto F</i> | En este mecanismo se tiene un resorte que va a trabajar a tensión y dos bandas elásticas las cuales van a trabajar al mismo tiempo con el resorte y podrán ser taradas dependiendo el tipo de marcha |

| | |
|--|--|
| | que se quiera manejar. También se utiliza una guía de desplazamiento para asegurar que el desplazamiento sea lineal. |
|--|--|

4.2.4.2 Matriz pugh tercera ronda: Se propone un nuevo mecanismo para comparar con la opción E y de esta manera determinar la mejor alternativa de diseño.

Tabla 11. Matriz pugh segunda ronda.

| # | CRITERIO | MECANISMO CON RESORTE A TENSIÓN Y BANDAS ELÁSTICAS | MECANISMO CON RESORTE A TENSIÓN, BANDAS AJUSTABLES Y GUÍA DE DESPLAZAMIENTO |
|---|----------------------------|--|---|
| 1 | HORAS DE MANUFACTURA | + | + |
| 2 | COSTOS DE MANUFACTURA | S | + |
| 3 | PIEZAS STANDARD | + | + |
| 4 | COSTOS DE MATERIALES | S | S |
| 5 | MEJOR SIMULACION DE MARCHA | + | + |
| 6 | BAJO PESO | + | + |
| 7 | TAMAÑO | + | + |
| 8 | DURABILIDAD | + | + |
| 9 | MANTENIMIENTO | S | S |
| | TOTAL POSITIVOS | 6 | 7 |
| | TOTAL NEGATIVOS | 0 | 0 |

La opción F utiliza una cámara guía de desplazamiento en donde el resorte puede realizar su movimiento de forma vertical y además se tiene la posibilidad de tarar las bandas elásticas dependiendo del tipo de marcha que se requiera, con esto se está mejorando los puntos más débiles de las opciones de la evaluación anterior para obtener el mecanismo final.

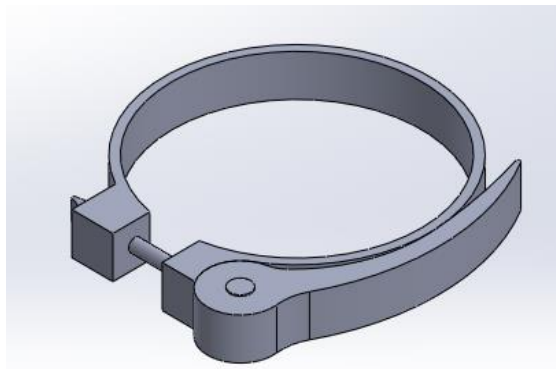
En la evaluación realizada entre la opción F y E se puede concluir que con la opción F se están mejorando los puntos menos favorables de la tanda anterior por lo cual

en esta oportunidad esta opción sería la ganadora y por tal razón es la que se va a utilizar como mecanismo final para la construcción de dicho prototipo.

4.2.5 Acoples: Es necesario que los elementos con los cuales se está ensamblando el prototipo sean comerciales, para tener una facilidad al momento de su construcción y mantenimiento, por este motivo se seleccionaron dos tipos de acoples, uno de ellos es un acople tipo abrazadera y otro tipo platina ajustable por medio de tornillo los cuales se van a explicar un poco más a fondo a continuación:

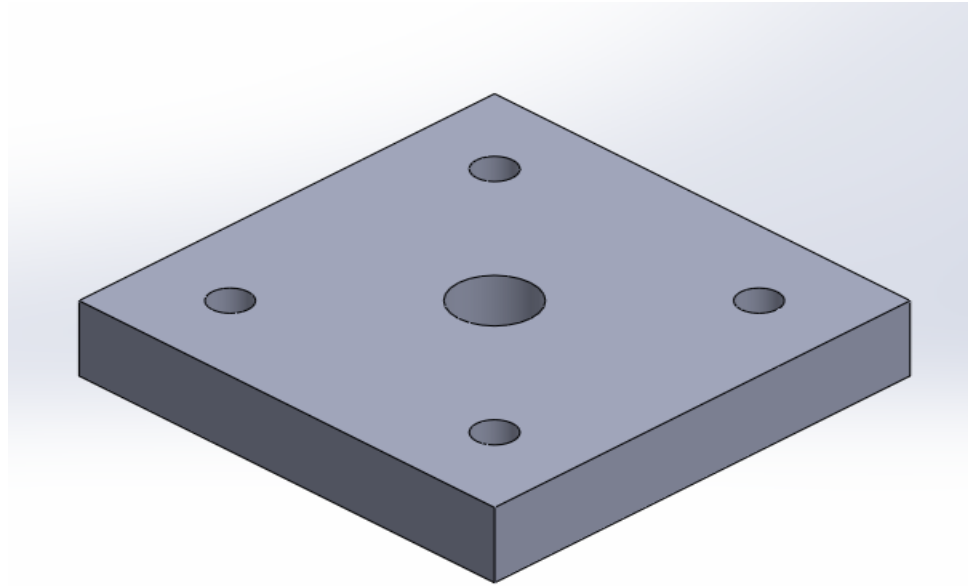
- Acople tipo abrazadera: este es un acople de sujeción mecánica de fácil manipulación, el cual se usa para la unión del mecanismo de rodilla “tibia” con el tubo aluminio que va acoplado al pie.

Figura 26. Acople tipo abrazadera



- Acople tipo platina ajustable por medio de tornillo: con el cual se conecta el socket con el mecanismo de rodilla “fémur”, se usa la platina ya que es un elemento estándar en el acople del socket, teniendo como modificación el uso de tornillo para su ajuste.

Figura 27. Acople de platina con ajuste por tornillo



4.2.6 Evaluación de disponibilidad de tecnología: En la realización del proyecto serán prioridad las opciones que tengan manufactura y piezas estándar, las cuales no se tenga un requerimiento de tecnología especial, las partes que necesiten de una tecnología especial o que sean de difícil acceso serán despreciadas. Por tanto, no se diseña un plan de desarrollo de tecnología pues toda la tecnología usada para el diseño y producción de las propuestas está disponible.

4.2.7 Despliegue de la función de calidad (Quality Function Deployment QFD): Ahora que se tiene las elecciones para la articulación y el sistema de acoplamiento de la prótesis se puede considerar ya un concepto de diseño compuesto por estos dos elementos (mecanismo y acople).

Se utiliza una herramienta llamada QFD o más conocida como “casa de calidad” en la que se evaluara la opción de mejor desempeño, para posteriormente compararla con diferentes dispositivos que se encuentran en el mercado.

La herramienta principalmente busca definir las necesidades y deseos del cliente que aporten en la calidad del producto. Esta herramienta también permite entender mejor las prioridades de los clientes y buscar cómo responder de forma innovadora en cuanto a parámetros ingenieriles o de diseño a dichas necesidades.

Al emplear la casa de calidad “QFD” la expectativa es confrontar cuál de los tres conceptos, dos de control simple y éste cumple de una manera óptima los requerimientos de usuario y técnicos que se desprenden de las constantes de diseño mencionadas en la primera etapa de diseño.

En la matriz QFD se tiene en cuenta dos aspectos importantes, el primer aspecto son los requerimientos del usuario que se relacionan con el segundo aspecto, el cual hace referencia a los conceptos ingenieriles que se ubican en la parte superior de la casa de la calidad.

Teniendo en cuenta los requerimientos de usuario, se obtiene como resultado que la propuesta planteada supera en aspectos como economía y vida útil a las prótesis de control que se encuentran en el mercado, se mantiene en un mismo nivel en aspectos tales como la facilidad de uso, que sea resistente, buena estabilidad y movilidad, por ultimo solo tiene una pequeña desventaja en cuanto a la parte estética.

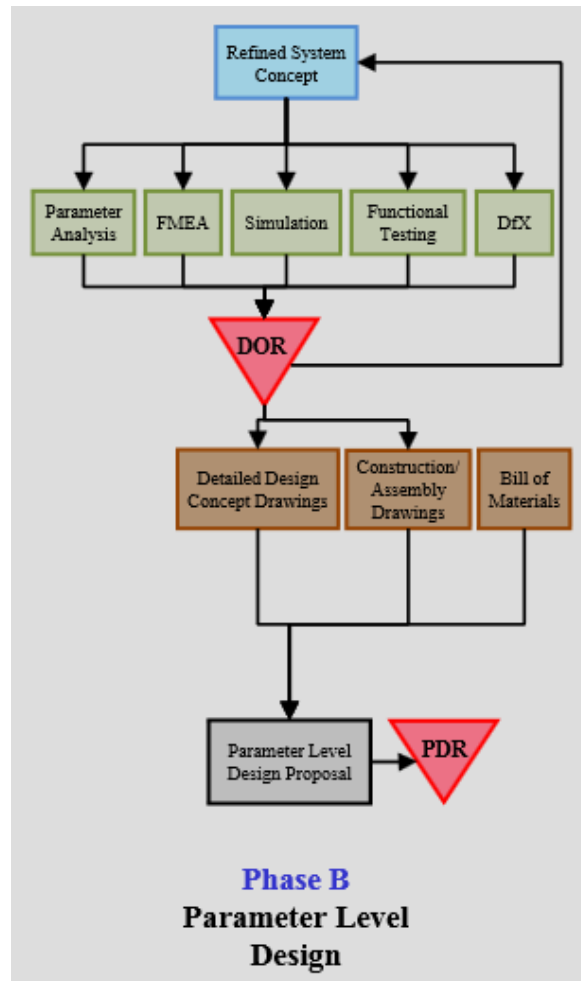
Ahora en lo que tiene que ver con los conceptos ingenieriles, se observa que los aspectos en los que se enfatizara la propuesta serán en materiales livianos, bajo peso y un buen control de movimiento, seguidamente se observa en un nivel medio de importancia los conceptos ingenieriles como lo son el movimiento en el plano sagital junto con el acoplamiento ya sea con el socket y la barra que conforma la tibia, por último se le da una menor importancia al acabado superficial y el mantenimiento que debe tener la prótesis.

Por lo tanto, el diseño abarca tanto las demandas del usuario como los conceptos ingenieriles, por ende; se concluye que el diseño tiene una mejor aceptación comparándola con los otros dos competidores, al ser una opción más equilibrada en cuanto a costos y movilidad. Teniendo en cuenta este aspecto el diseño pasa la etapa y se proceda a la fase B del proceso de diseño la cual tiene como objetivo analizar los parámetros del diseño.

4.2 FASE B

La fase B hace referencia a los cálculos de diseño escogido en la fase A para entrar en el diseño de detalle.

Figura 29. Fase B de diseño



Fuente: NASA ESMD Capstone design. By John K. Gershenson, Ph.D.

Después de tener un diseño definido en la fase A, se pasa a una fase B donde se enfatiza en la parte del diseño en detalle, lo que tiene que ver con los cálculos para determinar las partes críticas de la propuesta, simulaciones y pruebas funcionales para llegar a un diseño final funcional.

4.3.1 Análisis de parámetros: En esta etapa se desarrollan los cálculos de la resistencia para algunos elementos de la estructura, asegurando que el prototipo soporte las cargas para las cuales es diseñado, es decir, una carga de impacto de 110kg al caer desde una altura de 50 centímetros, suponiendo que todo el peso cae sobre la prótesis y en elementos rodantes para una persona de 80 Kg.

4.3.1.1 Cálculo del pasador: El pasador está sometido a la carga máxima de la estructura, pues sostiene la parte superior en donde encaja el muñón y la parte inferior en donde se acopla la parte inferior “tibia” será el apoyo, por tanto, se calcula para una carga de 110 Kg para tener un factor de seguridad aceptable, puesto que esta va dirigida a un paciente que pesa 80 Kg, además como el trabajo se realiza con personas, una falla en el pasador implica un fallo total en la estructura en la cual podría generar una caída y afectar gravemente la integridad del individuo, por esto se debe diseñar con un factor de seguridad alto.

El cálculo del factor de seguridad se puede realizar por dos métodos, uno sería multiplicando la carga de diseño por un factor de seguridad dispuesto por tablas, el otro es calcular el pasador para carga de impacto. En este caso se utiliza la fuerza de 110 Kg que se le hace al pasador cuando una carga de impacto es ejercida sobre éste a una altura de 50 centímetros, lo cual sería un caso extremo.

$$m = 110 [Kg]$$

$$\text{Altura de caída } h = 0,5 [m]$$

$$\text{Velocidad } v = \sqrt{2 * g * h}$$

$$g = 9,81 \left[\frac{m}{s^2} \right]$$

$$v = \sqrt{2 * 9,81 * 0,5} = 3,132 \left[\frac{m}{s} \right]$$

Con la velocidad de impacto desde 50 centímetros y con 110 Kg se procede a calcular la energía cinética en el momento del choque.

$$E.C. = \frac{1}{2} * m * v^2$$

$$E.C. = \frac{1}{2} * 110 * 3,132^2 = 539,5 \text{ [joules]}$$

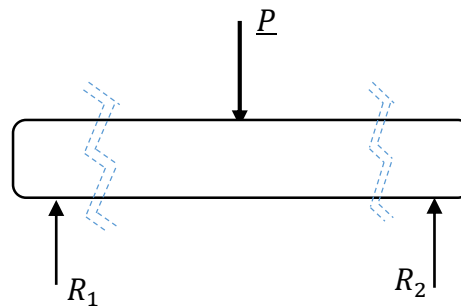
Como la distancia que recorre el objeto después del impacto es mínima, por lo que se considera como 10 [cm] y con este dato por medio de principio de trabajo - energía se calcula la fuerza de impacto.

$$\text{Fuerza de impacto} = \frac{E.C.}{\text{Distancia despues del impacto}}$$

$$F_{\text{impacto}} = \frac{(539,5)[J]}{0,1[m]} = 5395 \text{ [N]}$$

Con la configuración de diseño, el pasador estará a doble cortante como se observa en la siguiente figura.

Figura 30. Pasador a doble



Dado que R_1 y R_2 son simétricas, entonces, sus valores son iguales.

Para la selección de material se tuvo en cuenta que fuera de fácil adquisición en el mercado, económico, que tuviera buena resistencia a la carga y fuera de buena maquinabilidad. Como el pasador será de dimensiones pequeñas no se tuvo en cuenta el peso de éste con respecto a la estructura como tal.

Para la selección del material se consideraron 3 tipos de materiales mostrados en la siguiente tabla.

Tabla 12. Selección de material para pasador

| Propiedades mecánicas | Acero 1020 | Aluminio | Bronce |
|-------------------------|------------|----------|--------|
| Resistencia a la fatiga | + | - | - |
| Resistencia al impacto | + | - | - |
| Dureza | + | - | - |
| Resistencia al Desgaste | + | - | + |

El material escogido fue acero 1020, por su contenido de carbono, estos aceros se utilizan para la fabricación de piezas estructurales o de maquinaria de mediana resistencia con una gran tenacidad además de su bajo costo y fácil adquisición.

Tabla 13. Propiedades de algunos aceros al carbono.

| Número SAE/AISI | Condición | Resistencia a la fluencia por tensión (0.2% de deformación remanente) | | Resistencia última a la tensión | | Elongación en 2 in % | Dureza Brinell -HB |
|-----------------|--------------------------------|---|-----|---------------------------------|-----|----------------------|--------------------|
| | | kpsi | MPa | kpsi | MPa | | |
| 1010 | rolado en caliente | 26 | 179 | 47 | 324 | 28 | 95 |
| | rolado en frío | 44 | 303 | 53 | 365 | 20 | 105 |
| 1020 | rolado en caliente | 30 | 207 | 55 | 379 | 25 | 111 |
| | rolado en frío | 57 | 393 | 68 | 469 | 15 | 131 |
| 1030 | rolado en caliente | 38 | 259 | 68 | 469 | 20 | 137 |
| | normalizado @ 1 650 °F | 50 | 345 | 75 | 517 | 32 | 149 |
| | rolado en frío | 64 | 441 | 76 | 524 | 12 | 149 |
| | templado y revenido @ 1 000 °F | 75 | 517 | 97 | 669 | 28 | 255 |
| | templado y revenido @ 800 °F | 84 | 579 | 106 | 731 | 23 | 302 |
| | templado y revenido @ 400 °F | 94 | 648 | 123 | 848 | 17 | 495 |
| 1035 | rolado en caliente | 40 | 276 | 72 | 496 | 18 | 143 |
| | rolado en frío | 67 | 462 | 80 | 552 | 12 | 163 |
| 1040 | rolado en caliente | 42 | 290 | 76 | 524 | 18 | 149 |
| | normalizado @ 1 650 °F | 54 | 372 | 86 | 593 | 28 | 170 |
| | rolado en frío | 71 | 490 | 85 | 586 | 12 | 170 |
| | templado y revenido @ 1 200 °F | 63 | 434 | 92 | 634 | 29 | 192 |
| | templado y revenido @ 800 °F | 80 | 552 | 110 | 758 | 21 | 241 |
| | templado y revenido @ 400 °F | 86 | 593 | 113 | 779 | 19 | 262 |
| 1045 | rolado en caliente | 45 | 310 | 82 | 565 | 16 | 163 |
| | rolado en frío | 77 | 531 | 91 | 627 | 12 | 179 |

Fuente. Diseño de máquinas un enfoque integrado cuarta edición Robert L. Norton. Teniendo en cuenta el esfuerzo último de tracción de la tabla 10, se obtiene el valor de $S_u = 469 \text{ Mpa}$ y $S_y = 393 \text{ Mpa}$, por tanto, se asume que el esfuerzo cortante

máximo es aproximadamente la mitad del esfuerzo de fluencia, entonces tenemos que:

$$\tau_{max} = \frac{\sigma}{2}$$

$$\sigma = 393000000 \text{ [Pa]}$$

$$\tau_{max} = \frac{393000000 \text{ [Pa]}}{2} = 196500000 \text{ [Pa]}$$

$$\tau_{max} = \frac{V}{A} = \frac{V}{\frac{\pi * D^2}{4}}$$

Como el pasador está trabajando a doble corte, entonces la ecuación es

$$V = \frac{F}{2}$$

$$\tau_{max} = \frac{\frac{F}{2}}{\frac{\pi * D^2}{4}} = \frac{2 * F}{\pi * D^2}$$

$$D = \sqrt{\frac{2 * 5395 \text{ [N]}}{\pi * 196500000 \text{ [Pa]}}} = 4,18 * 10^{-3} \text{ [m]}$$

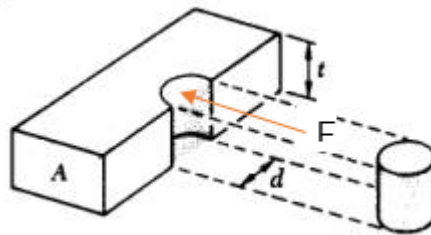
$$D = 4,18 \text{ [mm]} = 3/16" \text{ aprox.}$$

El resultado muestra que para una resistencia de 196 Mpa el diámetro mínimo del pasador debe ser mayor a 4,18 [mm].

Se decide fabricar el pasador de 9,525 [mm] – (3/8 in) de diámetro ya que es la medida comercial, teniendo en cuenta que debe que contener un elemento externo que le permita girar, ya sea un buje o rodamiento, si se hace de 5 mm no sería buena la confiabilidad ya que tendría menos resistencia y aumentaría el costo con respecto a la maquinabilidad.

- **Cálculos por aplastamiento**

Figura 31. Pasador por aplastamiento.



La fuerza de reacción que produce el pasador sobre el elemento de la parte inferior de la estructura que en nuestro caso la llamaremos “tibia”, será la mitad de la fuerza de impacto, ya que este se encuentra a doble cortante. Debemos tener en cuenta que el diámetro escogido del pasador fue de 9,52 [mm] por ende se realizaran los cálculos con este valor. Para la selección del material en cuanto a la tibia se utilizó los siguientes criterios.

- El peso del material, este elemento se tendrá en cuenta, ya que las dimensiones son considerables.
- El costo del material.
- La maquinabilidad, esta propiedad ayudara a que el material sea el adecuado, teniendo en cuenta que este elemento necesita un maquinado un poco complejo debido a los ajustes que se le deben hacer.
- Resistencia
- Fácil adquisición en el mercado

Dados los criterios y teniendo en cuenta que la plantilla resistirá la fuerza del pasador y la fuerza del resorte (parte inferior) y ligas (parte superior), se plantea el titanio como una opción viable, ya que es adecuado por sus propiedades mecánicas, además de tener baja densidad, lo cual ayuda al peso total de la prótesis, e igualmente es fácil de maquinar. Sin embargo para la construcción del prototipo funcional se utilizó el aluminio por su bajo costo y fácil adquisición en el mercado local, éste no fue tomado en cuenta para el diseño final ya que es muy propenso al desgaste.

Tabla 14. Propiedades de metales no ferrosos.

| Material | Densidad, kg/m ³ | Módulo de elasticidad, psi × 10 ⁶ (GPa) | Resistencia a la fluencia, ksi (MPa) | Resistencia a la rotura, ksi (MPa) | Ductilidad, %AL en 2 pulg | Razón de Poisson | Conductividad térmica, W/m·°C | Coefficiente de dilatación térmica, (°C) ⁻¹ × 10 ⁻⁶ |
|---------------------------|-----------------------------|--|--------------------------------------|------------------------------------|---------------------------|------------------|-------------------------------|---|
| Aluminio (>99.5%) | 2 710 | 10 (69) | 2.5 (17) | 8 (55) | 25 | 0.33 | 231 | 23.6 |
| Aleación de aluminio 2014 | 2 800 | 10.5 (72) | 14 (97) | 27 (186) | 18 | 0.33 | 192 | 22.5 |
| Cobre (99.95%) | 8 940 | 16 (110) | 10 (69) | 32 (220) | 45 | 0.35 | 398 | 16.5 |
| Latón (70Cu–30Zn) | 8 530 | 16 (110) | 11 (75) | 44 (303) | 68 | 0.35 | 120 | 20.0 |
| Bronce (92Cu–8Sn) | 8 800 | 16 (110) | 22 (152) | 55 (380) | 70 | 0.35 | 62 | 18.2 |
| Magnesio (>99%) | 1 740 | 6.5 (45) | 6 (41) | 24 (165) | 14 | 0.29 | 122 | 27.0 |
| Molibdeno (>99%) | 10 220 | 47 (324) | 82 (565) | 95 (655) | 35 | — | 142 | 4.9 |
| Níquel (>99%) | 8 900 | 30 (207) | 20 (138) | 70 (483) | 40 | 0.31 | 80 | 13.3 |
| Plata (>99%) | 10 490 | 11 (76) | 8 (55) | 18 (125) | 48 | 0.37 | 418 | 19.0 |
| Titanio (>99%) | 4 510 | 15.5 (107) | 35 (240) | 48 (330) | 30 | 0.34 | 17 | 9.0 |

Fuente: Elementos de máquinas Hamrock.

Las propiedades del material para titanio son $S_y = 35[Ksi]$ o $240 [Mpa]$

$$\sigma = \frac{P}{D * t}$$

$$t = \frac{P}{D * \sigma}$$

$$t = \frac{\frac{5395}{2} [N]}{9,525 * 10^{-3} * 240000000 [Pa]} = 1,20 * 10^{-3} [m]$$

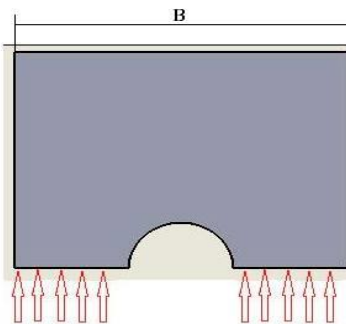
$$t = 1,20 [mm]$$

Los cálculos teóricos muestran que el espesor de la plantilla de titanio debe estar alrededor de los 1,20 [mm] como mínimo.

Entonces, los cálculos de resistencia de compresión de la plantilla son para el espesor ahora se necesita calcular la longitud mínima del titanio alrededor de donde se encuentra el pasador para evitar fisuras.

Para los posteriores cálculos se tomará un espesor de 5 [mm].

Figura 32. Aplastamiento de la base.



$$\sigma = \frac{P}{(B - D) * t}$$

$$B = \frac{P}{\sigma * t} + D$$

$$B = \frac{\frac{5395}{2} [N]}{240000000 [Pa] * 5 * 10^{-3} [m]} + (9,525 * 10^{-3} [m])$$

$$B = 0.01177 [m] = 11,77 [mm]$$

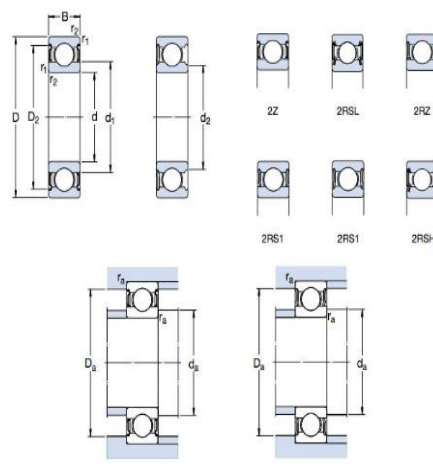
Las medidas deben ser superiores a 11,77 [mm] de ancho para que no presente cizalladura.

4.3.1.2 Cálculo de cojinetes de elementos rodantes (rodamientos): Para poder analizar este tipo de elementos se debe analizar el tipo de carga que estos soportan, en este caso se exponen a carga radial ya que se quiere crear una articulación en

el plano sagital, por lo tanto, el rodamiento no soportara en ningún momento una carga o un movimiento axial.

Para este tipo de cargas existen los rodamientos de bolas o de rodillos siendo este último una limitante, ya que el espacio con el que se cuenta es mínimo, por lo cual se escoge el rodamiento de bolas, puesto que este posee diámetros internos pequeños.

Figura 33. Rodamiento rígido de bolas.



Fuente: catalogo skf.

Para la selección del rodamiento se basa en el catálogo de fabricantes SKF, en éste se escoge un rodamiento que cumpla las medidas internas de 9,525 [mm], con un ancho mayor o igual al espesor obtenido de 5 [mm].

Posteriormente se halla la vida útil del rodamiento por medio de la siguiente ecuación:

$$\tilde{L} = \left(\frac{\bar{C}}{P} \right)^{m_k}$$

Donde

\bar{C} = capacidad dinámica específica o capacidad básica de carga dinámica, [N]

P = carga equivalente en el cojinete, [N]

m_k = exponente carga-vida; 3 para contactos elípticos y 10/3 para contactos rectangulares.

Observe que de la ecuación anterior \tilde{L} es la vida del cojinete expresada en millones de revoluciones. La vida del cojinete en horas es

$$\tilde{L}_{hora} = \frac{10^6 * \tilde{L}}{60 * N_b}$$

Donde

N_b = velocidad rotacional, rpm

Para los cálculos se asume una velocidad constante de rotación en la marcha con un recorrido total de 40° cada dos segundos, ya que se hacen 15° en la fase de apoyo (apoyo del talón) y 25° en la de despegue (apoyo en los dedos), también se hace un promedio de un paso por segundo, es decir, que para la prótesis es cada dos segundos.

$$N_b = \frac{40^\circ}{2[s]} * \frac{60[s]}{1[min]} * \frac{\pi}{180^\circ} * \frac{1 [rev]}{2\pi}$$

$$N_b = 3,333 [rpm]$$

Para saber las horas de funcionamiento se asume un trabajo de 16 horas/día durante aproximadamente de 2 a 5 años, que es la vida útil de este tipo de prótesis.

$$\tilde{L}_{hora} = \frac{16[horas]}{1[día]} * \frac{365[dias]}{1[año]} * 2[años] = 11680 \text{ horas de funcionamiento.}$$

Reemplazando los datos en C/P con $m_k = 3$ obtenemos

$$\frac{\bar{C}}{P} = \sqrt[m_k]{\frac{\tilde{L}_{hora} * N_b * 60}{10^6}} = \sqrt[3]{\frac{11680 * 3,333 * 60}{10^6}} = 1.53$$

Otra forma para hallar el C/P es por medio de tablas con un valor de duración en millones de revoluciones, con este método \tilde{L} sería:

$$\tilde{L} = \frac{3,333[rev]}{1[min]} * \frac{60[min]}{1[hora]} * \frac{16[horas]}{1[día]} * \frac{365[días]}{1[año]} * 2[años] = 2335766 Rev$$

Tabla 15. Factor C/P para rodamientos de bolas.

| Tabla 1: Seguridad de carga C/P para diferentes duraciones L, expresadas en millones de revoluciones | | Rodamientos de bolas | |
|---|-------|----------------------|------|
| L | C/P | L | C/P |
| 0,5 | 0,793 | 600 | 8,43 |
| 0,75 | 0,909 | 650 | 8,66 |
| 1 | 1 | 700 | 8,88 |
| 1,5 | 1,14 | 750 | 9,09 |
| 2 | 1,26 | 800 | 9,28 |
| 3 | 1,44 | 850 | 9,47 |
| 4 | 1,59 | 900 | 9,65 |
| 5 | 1,71 | 950 | 9,83 |
| 6 | 1,82 | 1 000 | 10 |
| 8 | 2 | 1 100 | 10,3 |
| 10 | 2,15 | 1 200 | 10,6 |
| 12 | 2,29 | 1 300 | 10,9 |

Fuente: catálogo de rodamientos SKF.

Para este caso el valor de L es 2,33, interpolando en valor para C/P es 1,32, con esto observamos que no existe mayor diferencia entre los dos resultados obtenidos, por lo tanto, se toma el primer resultado obtenido.

Para este caso el valor de P será el peso del individuo, en este caso es de 110 Kg; no se toma en cuenta la carga de impacto ya que esta daría solo en condición limite mas no como un valor nominal de funcionamiento.

$$\frac{C}{P} = 1,53$$

$$C = 1,53 * 110 = 168,3 [Kg]$$

Obtenido este valor se procede a escoger el rodamiento adecuado para la prótesis con un diámetro interior de 9,52 [mm], una carga dinámica de 168,3 [Kg], con un ancho de aproximadamente 5 [mm] y un diámetro exterior no tan grande.

Figura 34. Catálogo de rodamientos

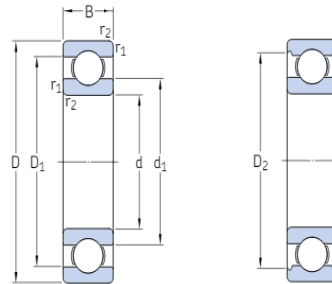


Tabla 16. Dimensiones Rodamiento rígido se bolas.

| Dimensiones principales | | | Capacidad de carga básica | | Carga límite de fatiga P_u | Velocidades nominales | | Masa | Designaciones |
|-------------------------|----|------|---------------------------|-------|------------------------------|-------------------------|------------------|------------|---------------|
| d | D | B | C | C_0 | | Velocidad de referencia | Velocidad límite | | |
| mm | | | kN | | kN | r. p. m. | | kg | - |
| 5 | 16 | 5 | 1,14 | 0,38 | 0,016 | 104 000 | 55 000 | 0,005 | E2.625-2Z |
| | 19 | 6 | 2,21 | 0,95 | 0,040 | 90 000 | 47 000 | 0,009 | E2.635-2Z |
| 6 | 19 | 6 | 2,21 | 0,95 | 0,040 | 90 000 | 47 000 | 0,008 | E2.626-2Z |
| | 19 | 6 | 2,21 | 0,95 | 0,040 | - | 28 000 | 0,008 | E2.626-2RSH |
| 7 | 19 | 6 | 2,21 | 0,95 | 0,040 | 90 000 | 47 000 | 0,008 | E2.607-2Z |
| | 19 | 6 | 2,21 | 0,95 | 0,040 | - | 28 000 | 0,008 | E2.607-2RSH |
| | 22 | 7 | 3,32 | 1,37 | 0,060 | 80 000 | 42 000 | 0,013 | E2.627-2Z |
| | 22 | 7 | 3,32 | 1,37 | 0,060 | - | 25 000 | 0,012 | E2.627-2RSH |
| 8 | 22 | 7 | 3,32 | 1,37 | 0,060 | 80 000 | 42 000 | 0,012 | E2.608-2Z |
| | 22 | 7 | 3,32 | 1,37 | 0,060 | - | 24 000 | 0,012 | E2.608-2RSH |
| | 24 | 8 | 3,71 | 1,66 | 0,072 | 75 000 | 37 000 | 0,017 | E2.628-2Z |
| 9 | 24 | 7 | 3,71 | 1,66 | 0,072 | 75 000 | 37 000 | 0,014 | E2.609-2Z |
| | 24 | 7 | 3,71 | 1,66 | 0,072 | - | 21 000 | 0,014 | E2.609-2RSH |
| | 26 | 8 | 4,62 | 1,93 | 0,080 | 70 000 | 36 000 | 0,020 | E2.629-2Z |
| | 26 | 8 | 4,62 | 1,93 | 0,080 | - | 21 000 | 0,019 | E2.629-2RSH |
| 10 | 26 | 8 | 4,62 | 1,93 | 0,080 | 70 000 | 36 000 | 0,019 | E2.6000-2Z |
| | 26 | 8 | 4,62 | 1,93 | 0,080 | - | 20 000 | 0,018 | E2.6000-2RSH |
| | 30 | 9 | 5,07 | 2,32 | 0,098 | 61 000 | 32 000 | 0,032 | E2.6200-2Z |
| | 30 | 9 | 5,07 | 2,32 | 0,098 | - | 19 000 | 0,032 | E2.6200-2RSH |
| | 35 | 11 | 8,32 | 3,4 | 0,143 | 55 000 | 29 000 | 0,053 | E2.6300-2Z |
| 12 | 35 | 11 | 8,32 | 3,4 | 0,143 | - | 17 000 | 0,053 | E2.6300-2RSH |
| | 28 | 8 | 5,07 | 2,32 | 0,098 | 66 000 | 33 000 | 0,022 | E2.6001-2Z |
| | 28 | 8 | 5,07 | 2,32 | 0,098 | - | 19 000 | 0,021 | E2.6001-2RSH |
| | 32 | 10 | 7,02 | 3,10 | 0,132 | 55 000 | 29 000 | 0,037 | E2.6201-2Z |
| | 32 | 10 | 7,02 | 3,10 | 0,132 | - | 17 000 | 0,036 | E2.6201-2RSH |
| 37 | 12 | 9,95 | 4,15 | 0,176 | 49 000 | 25 000 | 0,060 | E2.6301-2Z | |
| | 37 | 12 | 9,95 | 4,15 | 0,176 | - | 16 000 | 0,059 | E2.6301-2RSH |

Fuente: Catálogo de rodamientos SKF

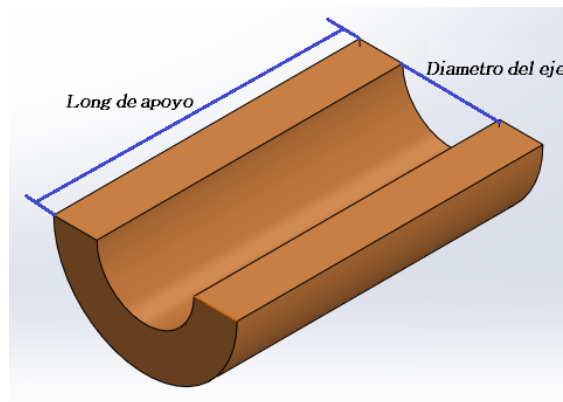
La tabla muestra un rodamiento de 9 [mm] de diámetro interno y puede resistir la carga calculada, pero esto se da con un diámetro externo de 24 [mm] lo cual no ayuda al diseño puesto que las limitaciones de la rodilla son estrictas, y aunque se necesita un diámetro interior por encima de 4,18 [mm] y la barra de acero en el

mercado se consigue de 3/8 [in] el incremento de costos en el mecanizado eleva en cierta forma la fabricación de la prótesis.

Por lo tanto, la alternativa de usar rodamiento como elemento acoplador se reduce, y por esto habrá que buscar otra solución.

4.3.1.3 Cálculo de cojinete deslizante: Debido a que el diámetro externo del rodamiento es grande para implementarlo en nuestra prótesis, recurrimos a los cálculos de un buje debido a las necesidades en cuanto espacio se refiere respecto a la estructura final.

Figura 35. Cojinete de deslizamiento



Para determinar el material del buje, es necesario conocer el límite de presión por velocidad o comúnmente definido como límite PV.¹⁸

$$PV = N_{seg} \times P \times V$$

Como ya se dijo anteriormente se diseñara para una persona de 80 Kg, sin embargo; los cálculos se harán para una masa de 110 kg.

¹⁸ PV cálculos imperiales [En línea] 02/08/2016 Disponible: http://www.vesconite.com/design/techinfo/imp_PV_calc.htm

$$P = \frac{\text{Masa}(lb)}{\text{Diámetro del eje (pulgadas)} \times \text{Longitud del cojinete (pulgadas)}}$$

$$P = \frac{242.508 \text{ Lbs}}{0,375 \text{ in} \times 0.197 \text{ in}}$$

$$P = 3282,68 \text{ PSI}$$

$$V = \frac{\text{Velocidad angular (RPM)} \times \pi \times \text{Diámetro del eje (pulgadas)}}{12}$$

$$V = \frac{4 \text{ RPM} \times 3,14 \times 0,375 \text{ in}}{12}$$

$$V = 0,3925 \frac{\text{Pie}}{\text{minuto}}$$

PV es la combinación de la carga (P) en Psi y la velocidad (V) es pies por minuto.

$$PV = 5 \times 3282,68 \text{ PSI} \times 0,3925 \frac{\text{Pie}}{\text{minuto}}$$

$$PV = 6442,26 \text{ Psi} * \text{ fpm}$$

El nivel de lubricación que se requiere está determinada por el PV, se requiere lubricación para disipar la acumulación de calor y para reducir el coeficiente de fricción.

Tabla 17.Lubricación de Cojinete.

| | |
|------------------------|--|
| PV <2.500 | No se requiere lubricación aunque la lubricación ayuda a una larga vida. |
| PV <5000 | lubricación inicial en la instalación del cojinete |
| PV <10 000 | Se requiere lubricación regular |
| PV <20 000 | Se requiere una lubricación por circulación |
| PV > 100 000 | Rodamiento debe ser sumergido en agua |

Fuente: PV cálculos imperiales [En línea] 06/08/2016 Disponible en: http://www.vesconite.com/design/techinfo/imp_PV_calc.htm

Cuadro 1. Valores PV cojinetes de deslizamiento.

Gráfico Bunting Rodamientos de datos PV

| - | Valor de P (MAX) | V VALOR (MAX) | PV VALOR (MAX) |
|---|------------------|---------------|----------------|
| Molde de bronce C93200 de la manga (llano) Rodamientos | 4.000 | 750 | 75.000 |
| Molde de bronce C93200 de la manga (llano) Metric rodamientos | 4.000 | 750 | 75.000 |
| C93200 Bronce fundido con bridas métrica Rodamientos | 4.000 | 750 | 75.000 |
| C93200 barras de bronce macizo | 4.000 | 750 | 75.000 |
| Bares C93200 con núcleo de bronce | 4.000 | 750 | 75.000 |
| Bares C93200 centrífuga de bronce | 4.000 | 750 | 75.000 |
| C93200 placa de desgaste de bronce | 4.000 | 750 | 75.000 |
| B04 Bares bronce macizo | 4.000 | 500 | 75.000 |
| Bares B04 con núcleo de bronce | 4.000 | 500 | 75.000 |
| Barras de bronce B04 centrífuga | 4.000 | 500 | 75.000 |
| C93700 barras de bronce macizo | 4.000 | 1000 | 85.000 |
| Bares C93700 con núcleo de bronce | 4.000 | 1000 | 85.000 |
| Bares C93700 centrífuga de bronce | 4.000 | 1000 | 85.000 |
| C93800 barras de bronce macizo | 2,500 | 1000 | 75.000 |
| Bares C938 con núcleo de bronce | 2,500 | 1000 | 75.000 |
| Barras de bronce C938 centrífuga | 2,500 | 1000 | 75.000 |

| | | | |
|--|-------|-----|--------|
| Nylon manga (llano) Rodamientos | 400 | 360 | 3.000 |
| Nylon con brida Cojinetes | 400 | 360 | 3.000 |
| Arandelas de empuje de nylon | 400 | 360 | 3.000 |
| PTFE BJ2S manga (llano) Rodamientos | 1,100 | 400 | 30.000 |
| PTFE BJ4S manga (llano) Rodamientos | 1,100 | 400 | 30.000 |
| PTFE BJ5S manga (llano) Rodamientos | 800 | 400 | 20.000 |
| PTFE BJ7S manga (llano) Rodamientos | 1,050 | 400 | 40.000 |
| PTFE BJ2F brida Cojinetes | 1,100 | 400 | 30.000 |
| PTFE BJ4F brida Cojinetes | 1,100 | 400 | 30.000 |
| PTFE BJ5F brida Cojinetes | 800 | 400 | 20.000 |
| PTFE BJ7F brida Cojinetes | 1,050 | 400 | 40.000 |
| Arandelas de empuje de PTFE BJ2T | 1,100 | 400 | 30.000 |
| Arandelas de empuje de PTFE BJ4T | 1,100 | 400 | 30.000 |
| Arandelas de empuje de PTFE BJ5T | 800 | 400 | 20.000 |
| PTFE BJ2B barras sólidas | 1,100 | 400 | 30.000 |
| PTFE BJ4B barras sólidas | 1,100 | 400 | 30.000 |
| PTFE BJ5B barras sólidas | 800 | 400 | 20.000 |
| PTFE BJ7B barras sólidas | 1,050 | 400 | 40.000 |
| PTFE BJ Liner Rodamientos | 1,500 | 400 | 20.000 |

Fuente: Bunting Bearings PV Data Chart [en línea] 10/08/2016 disponible en: <http://www.buntingbearings.com/data.html>

Observando la tabla anterior se puede concluir que todos los materiales cumplen con el requisito de PV, tanto el bronce como el nylon son de fácil adquisición en el mercado local y de bajo costo, además de cumplir con los límites de Presión-Velocidad. Cualquiera de estos dos materiales se puede elegir, sin embargo; se hace necesario hacer un cálculo de resistencia para saber cuál soporta más resistencia al impacto.

Figura 36. Propiedades mecánicas del bronce

| MATERIAL | ESTADO | s_n PARA NÚM. DE CICLOS (b) | | $\frac{s_n}{s_u}$ (d) | s_y | | $\frac{s_y}{s_n}$ |
|---------------------------------------|---|-------------------------------------|-------------------------|--------------------------|--------------------|--------------|-------------------|
| | | kg/cm ² | ksi | | kg/cm ² | ksi | |
| Acero inoxidable 410. | Barras, OQT para $R_B = 97$ | 4077 | 58 | 0,52 | 5976 | 85 | 1,47 |
| Acero inoxidable 410. | ditto, excepto para 850° F (454° C) | 3023 | 43 | | | | |
| Acero inoxidable 418. | OQT 1200 | 5273 | 75 | 0,54 | 7592 | 108 | 1,43 |
| Acero inoxidable 430. | Recocido y estirado en frio: 185 BHN | 3234 | 46 | 0,61 | 3515 | 50 | 1,09 |
| Aluminio 2011 . . . | Forjado, T3 | 1265 en 5×10^6 | 18 en 5×10^6 | 0,33 | 3023 | 43 | 2,39 |
| Aluminio 2014 . . . | Forjado, T4 | 1406 en 5×10^6 | 20 en 5×10^6 | 0,32 | 2952 | 42 | 2,10 |
| Aluminio 2014 . . . | Forjado, T6 | 1265 en 5×10^6 | 18 en 5×10^6 | 0,26 | 4218 | 60 | 3,33 |
| Aluminio 2014 . . . | ditto | 2109 en 10^6 | 30 en 10^6 | 0,43 | 4218 | 60 | 2,00 |
| Aluminio 2014 . . . | ditto, 500° F (260° C) | 351 en 5×10^6 | 5 en 5×10^6 | 0,45 | 597 | 8,5 | 1,70 |
| Aluminio 2014 . . . | T6, axial invertido | 1054 en 5×10^6 | 15 en 5×10^6 | 0,21 | 4218 | 60 | 4,00 |
| Aluminio 5052 . . . | Trabajado en frio, H32 | 1195 en 5×10^6 | 17 en 5×10^6 | 0,51 | 1968 | 28 | 1,65 |
| Aluminio 5052 . . . | Trabajado en frio, H36 | 1335 en 5×10^6 | 19 en 5×10^6 | 0,47 | 2460 | 35 | 1,84 |
| Aluminio 6063 . . . | Forjado, T5 | 703 en 5×10^6 | 10 en 5×10^6 | 0,37 | 1476 | 21 | 2,1 |
| Aluminio 7079 . . . | Forjado, T6 | 1617 en 5×10^6 | 23 en 5×10^6 | 0,30 | 4780 | 68 | 2,96 |
| Aluminio, aleac. 142. | Fundido en arena, T77 | 738 en 5×10^6 | 10,5 en 5×10^6 | 0,35 | 1617 | 23 | 2,19 |
| Aluminio, aleac. 142. | Fundido, T61(e) | 667 en 5×10^6 | 9,5 en 5×10^6 | 0,20 | 2952 | 42 | 4,42 |
| Bronce de alum. (10%). | Extruido, tratam. térmico | 2390 en 7×10^7 | 34 en 7×10^7 | 0,44 | 3515(c) | 50(c) | 1,47 |
| Bronce de alum. (10%). | Fund. en arena, recocido | 1968 en 8×10^7 | 28 en 8×10^7 | 0,34 | 2812 | 40 | 1,43 |
| Latón cartuch. (70-30). | Alambre de resorte de 2 mm (0,08 pulg) | 1546 en 10^6 | 22 en 10^6 | 0,17 | 4570(c) | 65(c) | 2,96 |
| Latón cartuch. (70-30). | Dureza media, barra de 25,4 mm (1 pulg) | 1546 en 5×10^7 | 25 en 5×10^7 | 0,31 | 3656 | 52 | 2,36 |
| Latón de fácil mecan. | Dureza media, barra 50,8 mm (2 pulg), SAE 72 | 984 en 3×10^6 | 14 en 3×10^6 | 0,25 | 3093 | 44 | 3,14 |
| Bronce comercial. | Alambre duro de 2 mm (0,08 pulg) | 1617 en 10^6 | 23 en 10^6 | 0,31 | 4218(c) | 60(c) | 2,61 |
| Bronce de estaño y plomo | Fundido en arena, alea- ción 2A (Navy M) | 773 en 10^6 | 11 en 10^6 | 0,29 | 1265 | 18 | 1,64 |

Fuente: Elementos de máquinas Faïres.

Las propiedades del material dicen que el S_y es de 60 Ksi, que son 413.7 MPa.

$$\sigma = \frac{P}{D * t}$$

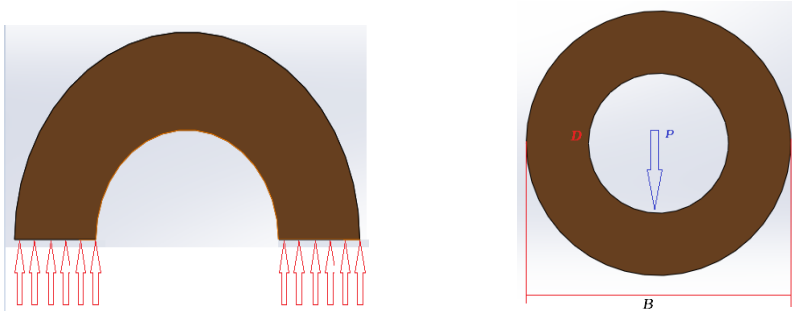
$$t = \frac{P}{D * \sigma}$$

$$t = \frac{5395[N]}{(9.52 * 10^{-3}) * 413700000 [Pa]} = 1.369 * 10^{-3}[m]$$

$$t_{min} = 1,369 [mm]$$

Esto muestra que la longitud mínima de contacto del buje sobre la platina es de 1,369 [mm], por lo tanto, se escoge una longitud de 5 [mm] para la construcción de este.

Figura 37. Aplastamiento cojinete de deslizamiento



$$\sigma = \frac{P}{(B - D) * t}$$

$$B = \frac{P}{\sigma * t} + D$$

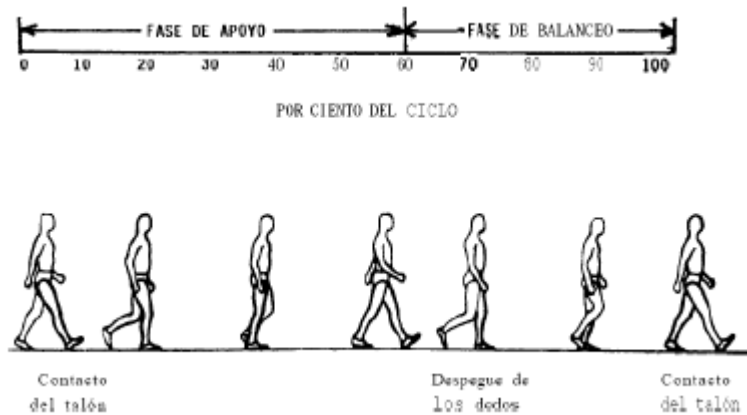
$$B = \frac{5395 [N]}{413700000 [Pa] * 5 * 10^{-3} [m]} + (9,52 * 10^{-3} [m])$$

$$B = 0.01213 [m] = 12,13 [mm]$$

La mejor opción para el cojinete deslizante es que se fabrique en bronce ya que reacciona muy bien en cuanto a desgaste y corrosión, por otro lado; se debe tener en cuenta que el diámetro interno de éste, será de 9,52 [mm] que es el diámetro del eje por el cual estará limitado, y el diámetro exterior según los cálculos de resistencia al impacto es de 12,13 [mm], sin embargo; aparte del factor de seguridad que se tomó en la magnitud de la carga y para garantizar la seguridad de la estructura se opta por escoger un diámetro externo de 13 mm.

4.3.1.4 Cálculo de resorte: El ciclo de la marcha comienza cuando el pie contacta con el suelo y termina con el siguiente contacto con el suelo del mismo pie. Los dos mayores componentes del ciclo de la marcha son: la fase de apoyo y la fase de balanceo. Una pierna está en fase de apoyo cuando está en contacto con el suelo y está en fase de balanceo cuando no contacta con el suelo.

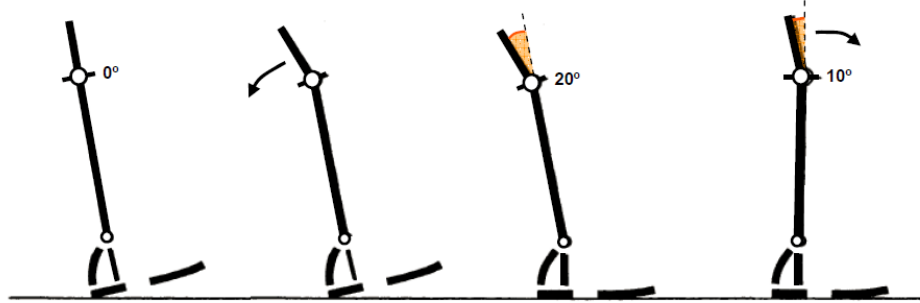
Figura 38. Ciclo de marcha humana



Fuente: Lower Limb Prostheses de John Michael's Corner.

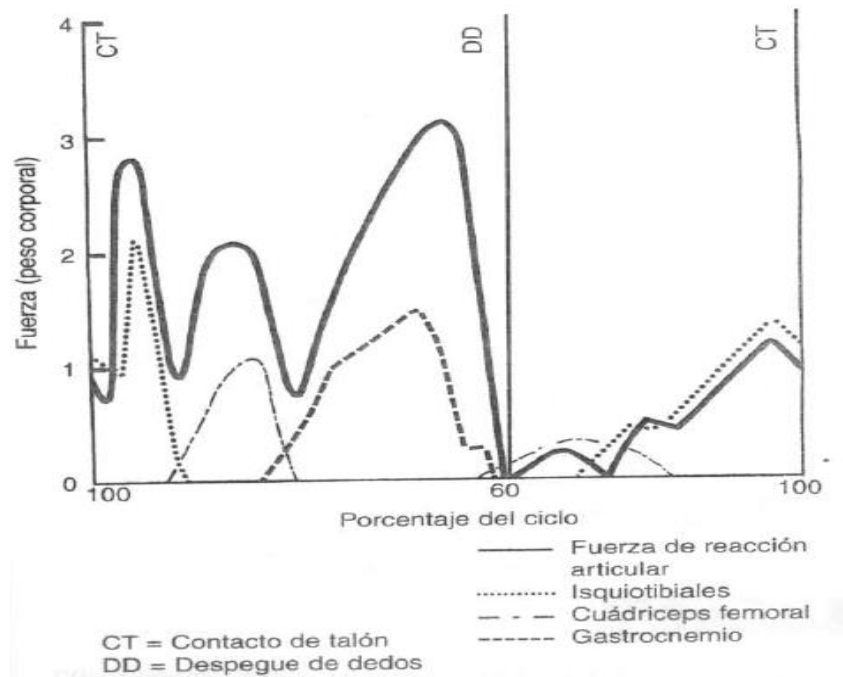
Basándonos en el ciclo de marcha humana, la fuerza máxima que se presenta en la articulación de la rodilla es aproximadamente 3.3 veces el peso del individuo, esta se da cuando la posición del pie está sobre la superficie del suelo. Inmediatamente después de haber alcanzado la posición plana del pie, la rodilla tiene aproximadamente un ángulo de 20° de flexión y comienza a extenderse.

Figura 39. Estudio cinemático de la rodilla en la fase de apoyo de la marcha



Fuente: Biomecánica de la marcha capítulo 3. [En línea] 10/08/2016 Disponible en: http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lep/hernandez_s_f/capitulo3.pdf

Figura 32 .Fuerzas de reacción articular expresadas como peso corporal

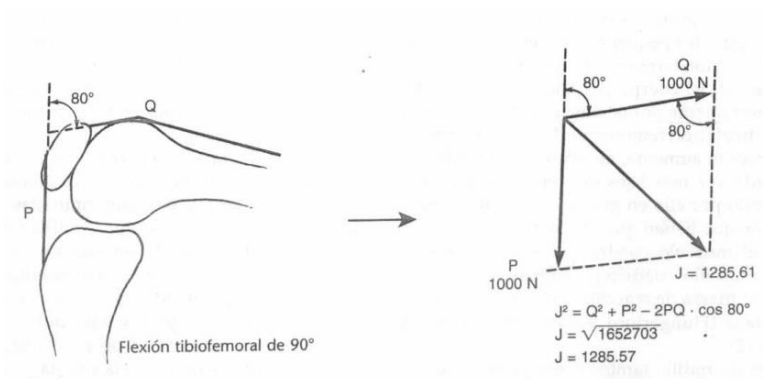


Fuente: Margareta Nordin, Victor H. Frankel, Biomecánica Básica del sistema Muscoloesquelético, McGRAW HILL INTERAMERICANA. Tercera edición. 473 pág.

En la figura anterior se evidencia que en el 55% del ciclo de marcha, se alcanza una fuerza de 3.3W.

El resorte en este mecanismo, presentara la máxima deformación cuando se logre una flexión de 120° grados aproximadamente que es cuando la persona se encuentre sentada, sin embrago; se trabajara con la fuerza máxima que se presenta durante el ciclo de marcha, teniendo en cuenta estos aspectos procedemos a hacer el diagrama de cuerpo libre y cálculos para el resorte.

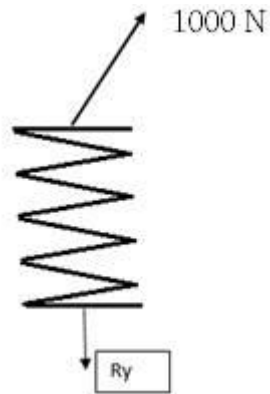
Figura 32. Estática de la rodilla a 90°



Fuente: Margareta Nordin, Victor H. Frankel, Biomecánica Básica del sistema Muscoloesquelético, McGRAW HILL INTERAMERICANA.Tercera edición. 473 pág.

De acuerdo a la Figura 32 se toma una fuerza de 1000 [N] para el cálculo del resorte.

Figura 40. Diagrama de cuerpo libre resorte

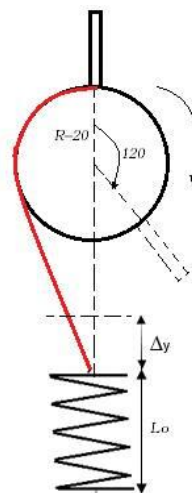


Por lo tanto

$$F = 1000 \text{ [N]}$$

La deformación que sufre el resorte está relacionada con la cantidad de grados que se obtiene al girar la parte superior (fémur) de la estructura. En este caso la máxima flexión será de 120° .

Figura 34. Deformación del resorte



$$S = R * \theta$$

En donde

$S = \text{arco circular}$

$R = \text{radio de giro}$

$\theta = \text{angulo}$

$$S = 16 * 10^{-3} [m] * \left(\frac{2 * \pi}{3} \right) [rad] = 0.042 [m]$$

$$S = 33,51 [mm]$$

Obtenida la deformación se procede a determinar el tamaño del resorte con un calibre del alambre N° 18 awg en acero 1070.

Usando el programa EES (Engineering Equations Solver) y siguiendo los lineamientos para la fabricación de resortes del libro elementos de máquinas hamrock se tiene.

$$N_t = N_a + 1$$

$$L_b = d_a \cdot N_t \quad [m]$$

$$K = \frac{d \cdot G}{8 \cdot N_a \cdot C^3} \quad [N/m]$$

$$C = \frac{d}{d_a}$$

$$C = 11$$

$$F = 1000 \quad [N]$$

$$\delta = 0,03351 \quad [m]$$

$$d = 0,0185 \quad [m]$$

$$G = 7,935 \times 10^{10} \quad [Pa]$$

$$N_a = 22$$

$$\text{raiz} = \sqrt{\frac{4000}{1,863 \cdot 10^7 \cdot \pi}}$$

Dada las anteriores ecuaciones los resultados fueron.

Unit Settings: [kJ]/[C]/[kPa]/[kg]/[degrees]

| | | | |
|-----------------|-------------------|--------------------|------------------|
| C = 11 | d = 0,0185 | $\delta = 0,03351$ | $d_a = 0,001682$ |
| F = 1000 | G = 7,935E+10 | K = 6267 | $L_b = 0,03868$ |
| $N_a = 22$ | $N_t = 23$ | raiz = 0,008267 | |

De los resultados obtenidos se observa que el diámetro del resorte es $D=0,0185[m]$, un diámetro de alambre de $d_a = 0,001682 [m]$, y un total de espiras $N_t = 23$.

4.3.1.5 Cálculo de elementos flexibles (banda o liga)

Figura 35 Caucho natural (NR)

Cauchos y elastómeros

- > Caucho natural (NR)
- > Caucho natural celular
- > Epdm (Etileno-propileno)
- > Epdm celular
- > Hypalon (CSM)
- > Neopreno (CR)
- > Neopreno celular
- > Nitrilo (NBR)
- > Poliuretano (PUR)
- > Silicona (VMQ)
- > Silicona celular
- > Viton (FDM)

Características

- ✓ Excelentes propiedades mecánicas, flexión, tracción y compresión.
- ✓ Muy buena resistencia a los ácidos diluidos
- ✓ Buena adhesión a tejidos y metales
- ✓ Buena deformación por compresión
- ✓ Resistencia a la abrasión excelente

Propiedades físicas y químicas

| | |
|----------------------|-----------------|
| Limite de dureza | 30 a 90° Shores |
| Peso específico | 1,00 grs./cm3 |
| Campo de temperatura | -50 +85° C |
| Carga de rotura | 190 Kg/cm2 |
| Alargamiento | 700% |

La Carga de rotura del caucho tipo NR es de 190 Kg/cm² o 1,863*10⁷ Pa
 Soportando una fuerza de 1000 [N] aproximadamente en la marcha
 El NR vulcanizado 20 – 30 MPa
 96,52*10⁹ Pa para alambre de ¼

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad \sigma = \frac{1000[N]/2}{\pi * \frac{D^2}{4}}$$

$$D = \sqrt{\frac{1000/2}{1,863 * 10^7 * \frac{\pi}{4}}}$$

$$D = 0,005845 [m]$$

$$D = 5,84 [mm]$$


Surge un inconveniente a la hora de seleccionar la banda elástica, ya que esta puede presentar falla con respecto al gancho del resorte que es donde ira acoplada. Por ejemplo; puede que sufra corte por las cargas repetitivas que se van a centrar sobre una sección en específico. Por lo tanto, se selecciona una guaya que soporte las cargas de tensión y resista el posible corte por el gancho del resorte.

4.3.1.6 Cálculo de la guaya: Para la guaya se selecciona un cable que soporte los 110 kg que es el peso al cual se está diseñando, de acuerdo a la siguiente tabla de selección y al espacio con el que se cuenta, se opta por tomar un cable de 6x7+1 de 2 mm de diámetro con una carga mínima de rotura (C.M.R) de 2,35 [KN], también se recomienda que esta sea encauchetada para que se reduzca la fricción y tenga una vida útil apropiada.

Figura 36. Cable de acero

CABLE 6x7 (1+6)+FC = 42 HILOS

Ø 2 a 20 mm



6 x 7 + 1
DIN 3055

| Código | Diámetro (mm) | Peso (kg/m) | Carga de rotura calculada | | Carga de rotura mínima | |
|--------|---------------|-------------|---------------------------|-------|------------------------|-------|
| | | | (kN) | (kp) | (kN) | (kp) |
| 907020 | 2 | 0,0143 | 2,61 | 266 | 2,35 | 239 |
| 907030 | 3 | 0,0322 | 5,88 | 598 | 5,29 | 538 |
| 907040 | 4 | 0,0572 | 10,50 | 1060 | 9,41 | 957 |
| 907050 | 5 | 0,0894 | 16,30 | 1660 | 14,70 | 1500 |
| 907060 | 6 | 0,1290 | 23,50 | 2390 | 21,10 | 2150 |
| 907070 | 7 | 0,1750 | 32,00 | 3260 | 28,80 | 2930 |
| 907080 | 8 | 0,2290 | 41,80 | 4250 | 37,60 | 3830 |
| 907090 | 9 | 0,2890 | 52,90 | 5380 | 47,60 | 4840 |
| 907100 | 10 | 0,3570 | 65,30 | 6640 | 58,80 | 5980 |
| 907110 | 11 | 0,4320 | 79,10 | 8040 | 71,10 | 7240 |
| 907120 | 12 | 0,5150 | 94,10 | 9570 | 84,70 | 8610 |
| 907130 | 13 | 0,6040 | 110 | 11200 | 99,40 | 10100 |
| 907140 | 14 | 0,7010 | 128 | 13000 | 115,00 | 11700 |
| 907160 | 16 | 0,9150 | 167 | 17000 | 151,00 | 15300 |
| 907180 | 18 | 1,1600 | 212 | 21500 | 191,00 | 19400 |
| 907200 | 20 | 1,4300 | 261 | 26600 | 235,00 | 23900 |

Fuente: catalogo cargo - flet blasant,sl (cfb)

4.3.2 Análisis de los modos de falla y los efectos (Failure Modes and Effects Analysis) (FMEA): Esta es una herramienta con la cual se pueden detectar las posibles fallas que presenta el elemento o producto que se está analizando, por este motivo es necesario tabular los conceptos que se pueden ver involucrados o afectados por estas fallas, seguido de esto se miran las causas que pueden terminar en fallas a las cuales se les evalúa y se les da un puntaje de 1-10 dependiendo de la probabilidad que pueda fallar por cada causa, para medir este factor de ocurrencia se deben tener unos criterios que se especifican a continuación:

Tabla 18. Criterio calificación ocurrencia FMEA.

| Criteria | Ranking | Probability |
|---|---------|-------------|
| Remote probability of occurrence. Process capability shows at least $x \pm 4 \sigma$ within specifications. | 1 | 1/10,000 |
| Low probability of occurrence, with process in statistical control. Capability shows at least $x \pm 3 \sigma$ within specifications. | 2 | 1/5,000 |
| | 3 | 1/2,000 |
| | 4 | 1/1,000 |
| | 5 | 1/500 |
| | 6 | 1/200 |
| Moderate probability of occurrence, for processes experiencing occasional failures. Process is in statistical control, with $x \pm 2.5 \sigma$ within specifications. | 6 | 1/200 |
| High probability of occurrence, with frequent failures. Process is in statistical control, but capability shows $x \pm 2.5 \sigma$ or less within specs. | 7 | 1/100 |
| | 8 | 1/50 |
| Very high probability of occurrence. Failure is almost certain to occur sooner or later. | 9 | 1/20 |
| | 10 | 1-1/10 |

Fuente: NASA ESMD Capstone design. By John K. Gershenson, Ph.D.

Para continuar con el estudio de fallas se deben determinar los efectos locales que se tienen con las causas mencionadas anteriormente, los cuales son las consecuencias muy específicas, de igual forma los efectos finales los cuales serían las consecuencias que pueden ocurrir partiendo de los locales, cuando ya se han identificado cada uno de los efectos lo que sigue es darles un factor de severidad, con el cual se muestra la gravedad de la falla tanto con el producto como con el usuario, este factor está determinado de 1 a 10 y se evalúa teniendo en cuenta la siguiente tabla:

Tabla 19. Criterio calificación severidad FMEA.

| Criteria | Ranking |
|--|---------|
| Minor nature of failure, no noticeable effect on performance, undetectable by customer. | 1 |
| Low severity, causing only slight customer annoyance due to very minor subsystem performance degradation. | 2 – 3 |
| Moderate failure causing some customer discomfort, dissatisfaction, and annoyance due to subsystem or total performance degradation. | 4 – 6 |
| High degree of customer dissatisfaction due to nature of the failure (inoperable subsystem or total system). | 7 – 8 |
| Very high severity ranking for failure mode involving potential safety problems and/or nonconformance to federal regulations. Nonregulated components with a 9 or 10 severity ranking and occurrence rankings > 1 should be designated as control items (♦). | 9 – 10 |

Fuente: NASA ESMD Capstone design. By John K. Gershenson, Ph.D.

Después de tener claras las causas y los efectos que se explicaron anteriormente, se debe seguir el proceso encontrando el método de detección de falla y a esto se le asigna un factor de detección que esta medido por la dificultad de encontrar dicha falla y de que tan temprana puede ser la detección, para esto también se cuenta con una tabla que se muestra a continuación:

Tabla 20. Criterio calificación detección FMEA.

| Criteria | Ranking | Probability |
|--|---------|-------------|
| Remote likelihood that product would be shipped containing such an obvious defect, since it is detected by subsequent factory operations. | 1 | 1/10,000 |
| Low likelihood for shipment with defect which is visually obvious or has 100% automatic checking. | 2 | 1/5,000 |
| | 3 | 1/2,000 |
| | 4 | 1/1,000 |
| | 5 | 1/500 |
| Moderate likelihood for shipment with defect, since the defect is easily identifiable through automatic inspection or functional checking. | 6 | 1/200 |
| | 7 | 1/100 |
| | 8 | 1/50 |
| High likelihood of shipping with subtle defect. | 9 | 1/20 |
| Very high likelihood that defect will not be detected prior to shipping or sale (checks are impossible or defect is latent). | 10 | 1-1/10 |

Fuente: NASA ESMD Capstone design. By John K. Gershenson, Ph.D.

Teniendo en cuenta ya los factores anteriormente mencionados, severidad, ocurrencia y detección, se calcula el RPN que es simplemente la multiplicación de éstos, por tanto, se debe analizar cada posible modo de falla, dependiendo de la función principal que desempeñe cada subsistema de la prótesis; los modos y efectos de falla se encuentran en la tabla 10.

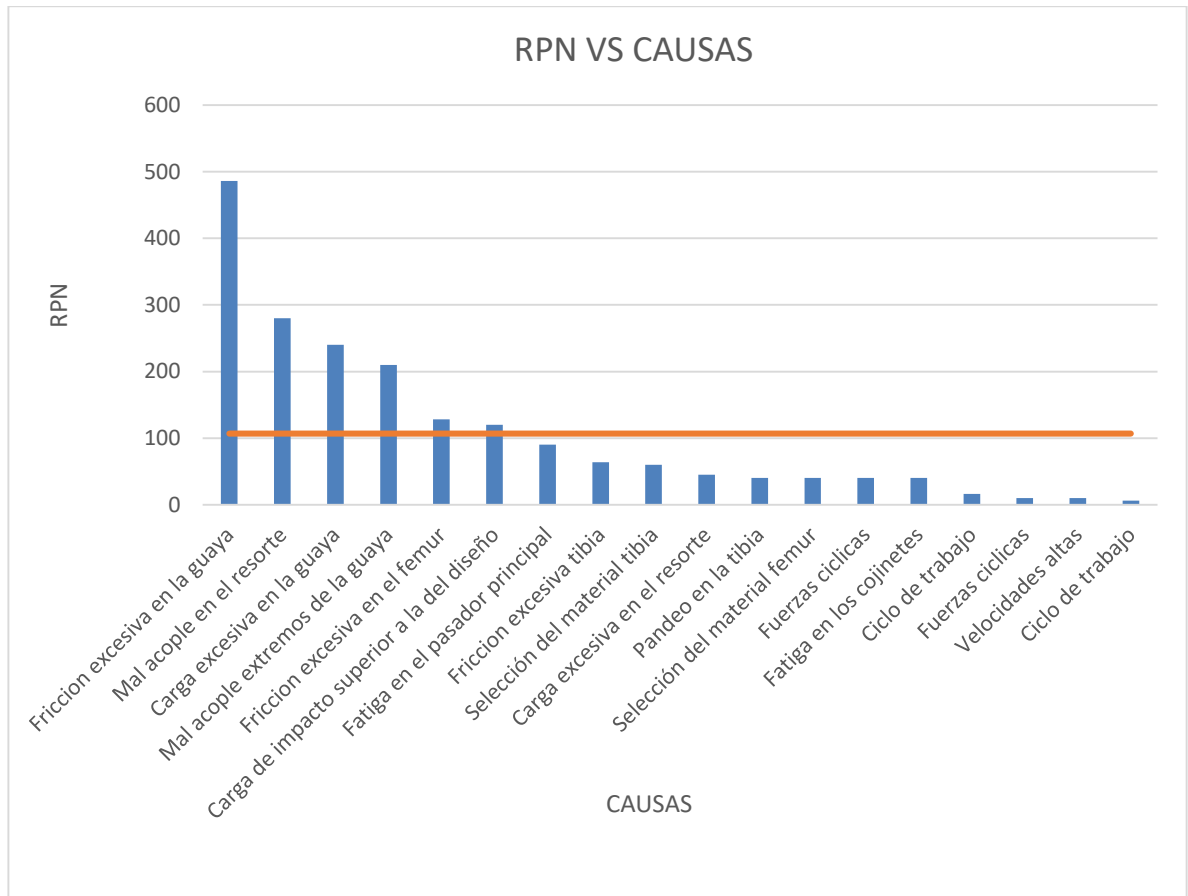
Después de realizar el cálculo del RPN para cada caso se debe identificar el responsable de la posible falla y por ende recomendar acciones para reducir el factor final, en este caso las fallas con mayor RPN dependen del equipo de trabajo, sin embargo, se dan las recomendaciones y correcciones de diseño pertinentes para evitar posibles fallos, también se tiene en cuenta las fallas ocasionadas por un uso indebido del producto que afecte la funcionabilidad y vida útil del producto como

por ejemplo que la prótesis se someta a cargas excesivas de impacto aun por encima de las diseñadas con un factor de seguridad alto.

Tabla 21. Análisis de modos de fallo y sus efectos (FMEA)

| Descripción de la fase | Modo/s potencial/es de fallo | Efecto/s potencial/es del fallo | Efectos finales sobre el producto, el usuario, otros sistemas | Causa(s) potencial(es) del fallo(s) | Método de detección | S gravedad | O ocurrencia | D detección | NPR inicial | Acciones recomend. | Responsable | |
|--|------------------------------|--|---|-------------------------------------|---|---------------------------|--------------|-------------|-------------|--|--|-------------------|
| Movilidad | Falla del resorte | Se desengancha el resorte de sus extremos | Inhabilidad de marcha | Mal acople | Prueba del prototipo | 7 | 4 | 10 | 280 | Alta precision en el diseño de detalle | Equipo de diseño | |
| | | Rotura del resorte | Inhabilidad de marcha | Carga excesiva | Inspección visual | 5 | 1 | 9 | 45 | Tratamiento superficial | Equipo de diseño | |
| | Falla de la guaya | Guaya floja , poca tension | Incapacidad para controlar la marcha | Mal acople | Inspección visual | 6 | 5 | 7 | 210 | Alta precision en el diseño de detalle | Equipo de diseño | |
| | | Rotura de la guaya | Inhabilidad de marcha | Carga excesiva | Prueba del prototipo | 8 | 3 | 10 | 240 | Advertencia en las capacidades operativas de la | Usuario | |
| | | Rotura de la guaya | Reduccion de la vida util | Friccion excesiva | Inspección visual | 9 | 6 | 9 | 486 | Recubrimiento de la seccion sometida a la friccion | Equipo de trabajo | |
| | Fractura de la "tibia" | Agrietamiento en el material | Reduccion de la vida util | Selección del material | No hay deteccion temprana | 6 | 1 | 10 | 60 | Uso de una aleacion de titanio | Equipo de trabajo | |
| | | Carga excesiva | Inhabilidad de marcha | Pandeo | No hay deteccion temprana | 4 | 1 | 10 | 40 | No hay acciones recomendadas | usuario | |
| | | Desgaste del material | Reduccion de la vida util | Friccion excesiva | Inspección visual | 4 | 2 | 8 | 64 | No hay acciones recomendadas | usuario | |
| | Fractura del "femur" | Agrietamiento en el material | Reduccion de la vida util | Selección del material | No hay deteccion temprana | 4 | 1 | 10 | 40 | Uso de una aleacion de titanio | Equipo de trabajo | |
| | | Desgaste del material | Reduccion de la vida util | Friccion excesiva | Inspección visual | 4 | 4 | 8 | 128 | No hay acciones recomendadas | Usuario | |
| | Capacidad de impacto | Fractura del pasador principal | Esfuerzo cortante superior a la de diseño | Colapso de la estructura | Carga de impacto superior a la del diseño | No hay deteccion temprana | 4 | 3 | 10 | 120 | Advertencia en las capacidades operativas de la protesis | Operario |
| | | | Agrietamiento en el material | Reduccion de la vida util | Fatiga | No hay deteccion temprana | 3 | 3 | 10 | 90 | No hay acciones recomendadas | Equipo de trabajo |
| Fractura en el pasador de acople del resorte | | Agrietamiento en el material | Reduccion de la vida util | Fuerzas ciclicas | No hay deteccion temprana | 4 | 1 | 10 | 40 | No hay acciones recomendadas | Equipo de trabajo | |
| Durabilidad | Cojinetes deslizantes | Perdida del material en la superficie del cojinete | Deslizamiento | Fatiga | No hay deteccion temprana | 2 | 2 | 10 | 40 | No hay acciones recomendadas | Equipo de trabajo | |
| | | Desprendimiento de material | Cavitación | Fuerzas ciclicas | No hay deteccion temprana | 1 | 1 | 10 | 10 | No hay acciones recomendadas | Equipo de trabajo | |
| | | Desprendimiento de material | Cavitación | Velocidades altas | No hay deteccion temprana | 1 | 1 | 10 | 10 | No hay acciones recomendadas | Equipo de trabajo | |
| | Desajustes | Creación de fuego en los acoples | Degradamiento en la calidad de la marcha | Ciclo de trabajo | Inspección visual e interacción con la protesis | 1 | 1 | 6 | 6 | Ajuste forzado entre acoples | Operario | |
| | | Creación fuego entre piezas | Degradamiento en la calidad de la marcha | Ciclo de trabajo | Inspección visual e interacción con la protesis | 1 | 2 | 8 | 16 | No hay acciones recomendadas | Equipo de trabajo | |

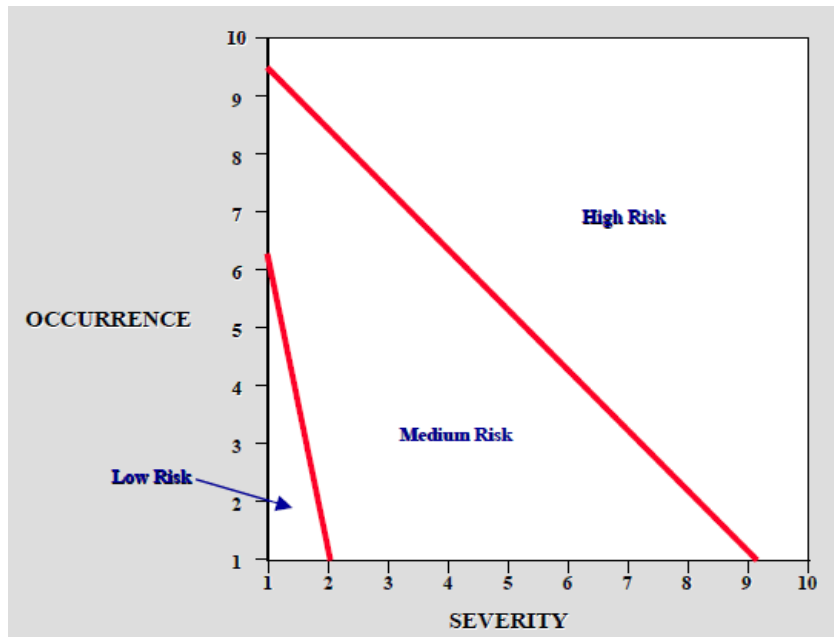
Grafica 1. Grafica RPN vs CAUSAS



Después de detectar las 18 posibles causas de falla del sistema, el promedio de RPN fue de 107 aproximadamente, en muchos de los casos se disparó el RPN debido al factor de detección, ya que la única forma de detectar el posible daño era en el uso de la prótesis, por ende el criterio de detección tomo valores altos entre 9 y 10. La grafica también muestra que el mayor cuidado se debe tener en cuanto a la fricción que presenta la guaya en el sistema y el trabajo que debe realizar el resorte que no se debe trabajar con cargas excesivas.

Por otro lado, el promedio de ocurrencia fue de 2,33 y el de severidad de 4,12 ya teniendo estos datos vamos a la siguiente gráfica.

Grafica 2.Grafica OCURRENCIA vs SEVERIDAD



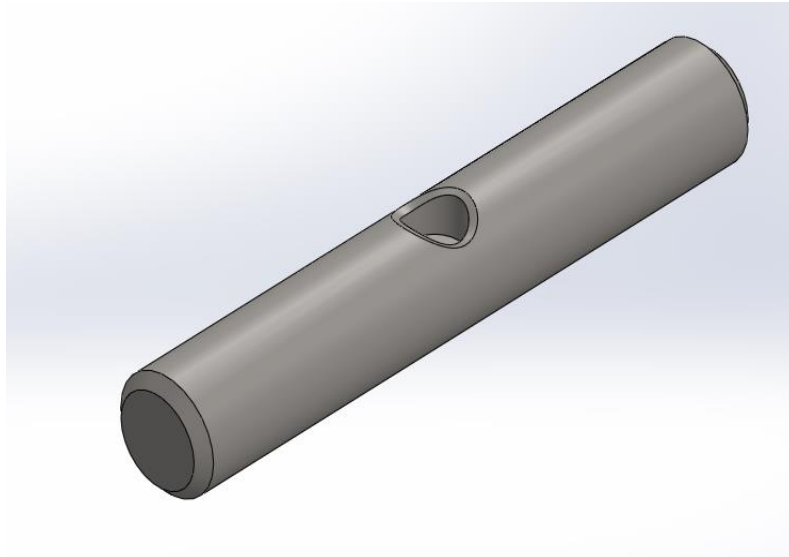
Fuente: NASA ESMD Capstone design. By John K. Gershenson, Ph.D.

La grafica muestra la relación que hay entre la ocurrencia y severidad para saber cuál es el riesgo que corre el diseño planteado, en este caso la gráfica muestra que el producto tiene un riesgo medio, por este motivo aplicando las acciones recomendadas será de alta calidad y confiabilidad en cuanto a fallas.

4.3.3 Simulaciones: Se realizaron, diseñaron y ejecutaron simulaciones con la ayuda de elementos finito a través de la herramienta SOLIDWORKS para relacionar los cálculos y garantizar la calidad de las diferentes piezas que hacen parte de la resistencia mecánica de la prótesis. VER ANEXOS (simulaciones)

4.3.3.1 Simulación para el pasador principal. Se somete el pasador a un análisis estático, con la fuerza de impacto (5392 N), para comprobar la deformación y el factor de seguridad.

Figura 41.CAD Simulación pasador principal.

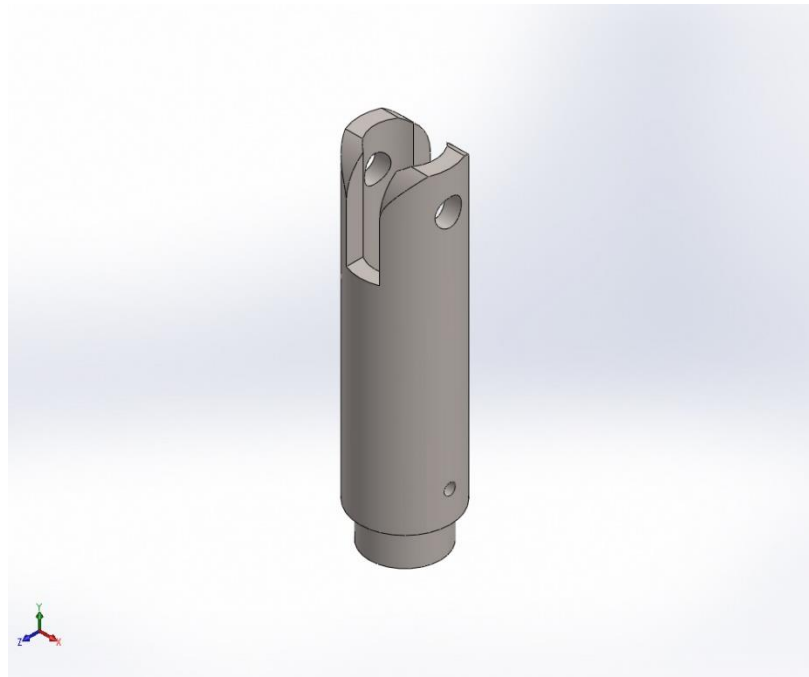


Por medio de la simulación de elementos finitos el factor de seguridad fue de 0,30; se consideró adecuado, teniendo en cuenta que este es adicional al que se simuló para una carga de impacto desde medio metro.

El desplazamiento máximo del pasador en el punto medio tiene un valor de $89,35E-3$ [mm], el cual se considera seguro. La tensión de Von Mises máxima se da también en esta zona, con un valor de $1,19311E9$ [N/m²] un valor mayor al límite elástico del acero 1020 que es de $3,516E8$ [N/m²] pero considerando una situación extrema de funcionamiento ya que se concentró la fuerza de impacto en el punto medio del pasador donde conecta con el tornillo de ajuste, por este motivo se considera que la geometría planteada cumple con los requerimientos y exigencias de carga.

4.3.3.2 Simulación para la “Tibia”. Se simuló la tibia con las reacciones que provoca la fuerza de impacto (5395 [N]) donde descansa el pasador principal, y las reacciones provocadas donde se ubica el pin que va a asegurar el resorte, teniendo en cuenta que éste trabajara con una fuerza máxima a tensión de 1000 [N].

Figura 34. CAD Simulación “Tibia”



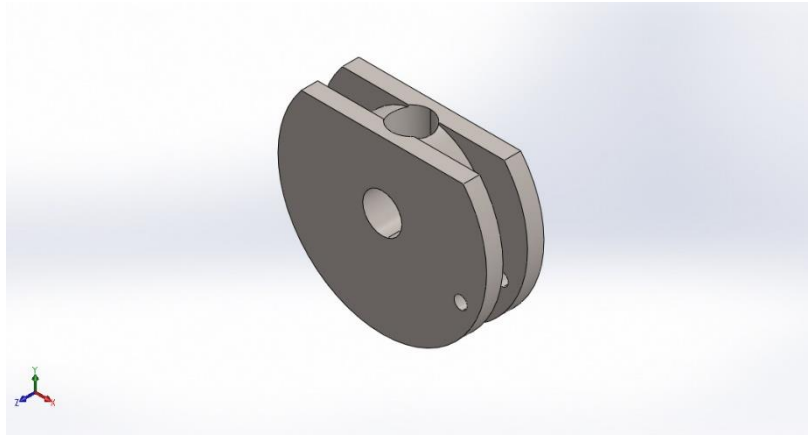
El resultado del estudio nos indica a considerar un factor de seguridad mínimo de 3.0, sin embargo; al igual que en el pasador principal, para los cálculos iniciales ya se había estimado un factor de seguridad adicional al que encontramos en nuestra simulación por medio de elementos finitos.

En cuanto al desplazamiento máximo en la “tibia” se evidencia un valor de $5,21E-3$ [mm] el cual es prácticamente despreciable en el elemento, en cuanto al espesor que hace referencia a las paredes de la pieza en la parte superior donde descansa el pasador principal es admisible para soportar los esfuerzos de flexión durante la marcha ya que los resultados de tensión de Von Mises reflejan un valor máximo de $4,65717E7$ N/m² teniendo en cuenta que el límite elástico para el titanio es de $1,40E8$ N/m² por tanto la geometría de la “Tibia” es aceptable.

4.3.3.3 Simulación para el “Fémur”. Se sometió la pieza a un análisis estático para evidenciar el comportamiento que se presenta en la marcha con respecto a los

esfuerzos y deformaciones, teniendo en cuenta que en esta pieza ira acoplado el Socket, el encargado de transmitir las fuerzas y movimiento al sistema.

Figura 35. CAD simulación TIBIA



La simulación del fémur se realiza con la fuerza de impacto de 5395 [N], en esta pieza ira acoplada el socket el cual será el encargado de transmitir las fuerzas a la estructura y también se tomó la fuerza de 1000 [N] que se produce en el orificio superior, donde ira conectada la guaya. Las simulaciones por medio de elementos finitos muestran un factor de seguridad mínimo de 1,38 y el desplazamiento máximo fue de 9,277E-3 [mm] un valor despreciable en el uso normal, por este motivo se concluye que la geometría del “fémur” soporta los esfuerzos a los que la pieza está sometida, por ultimo; la tensión de Von Mises muestra un valor máximo de 1,01773E8 [N/m²], comparándola con el límite elástico del titanio de 1,40E8 [N/m²], aunque no se supera el límite elástico se debe tener precaución a fuerzas de impacto exageradas en esta pieza.

4.3.4 Test Funcional. El test funcional consistió en la prueba del prototipo fabricando las piezas principales en aluminio “Fémur” y “Tibia”, las demás piezas fueron fabricadas en los materiales inicialmente estudiados para el diseño del sistema. Se necesitó de un Socket adquirido en el mercado con las medidas necesarias para poder ser ensamblado a nuestra prótesis, igual que la parte

transtibial que posteriormente fueron acondicionados al paciente para su utilización en las pruebas.

Inicialmente se realizó una marcha corta para saber las impresiones del paciente y posteriormente realizar los ajustes necesarios.

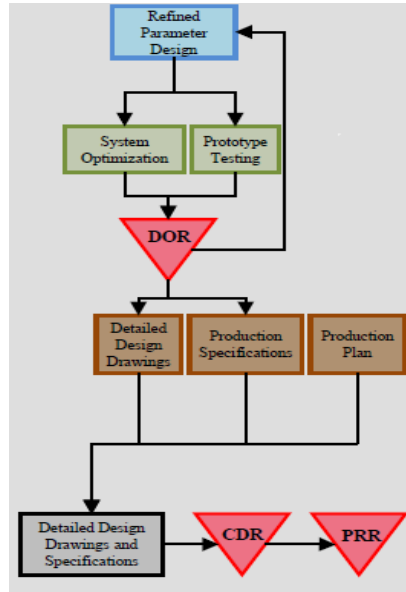
Se grabó un video de la primera prueba para documentar el proceso.

La opinión que tuvo el paciente respecto al primer test funcional es que la prótesis se acercó al movimiento natural de la rodilla, el sistema cumple una buena función en cuanto a desplazamiento. Por tanto, tras el primer test funcional se puede concluir.

- El mecanismo planteado simula de una forma aceptable de la articulación de la rodilla, sin embargo; se requiere de una constante de rigidez del resorte un poco más alta para mayor naturalidad de la marcha.
- Se opta por corregir la altura de la varilla que va ir ensamblada junto al mecanismo de la rodilla, todo esto para que el paciente pueda caminar con mayor comodidad.
- Se recomienda que el socket debe estar ajustado perfectamente al muñón del paciente para que el sistema no pierda eficiencia en cuanto a movimiento y funcionalidad en el mecanismo de la rodilla.

4.4 FASE C.

Figura 36.Fase C de diseño



Esta fase se despliega la optimización del sistema, consiste principalmente en maximizar la calidad deseada o minimizar uno no deseado para obtener el mejor diseño basado en planos, CAD, plan de producción y especificaciones del producto.

4.4.1 Parámetros de diseño redefinidos. Teniendo en cuenta el primer test funcional se procedió a redefinir algunos aspectos en cuanto al diseño y ajustes a los resultados obtenidos en el primer test.

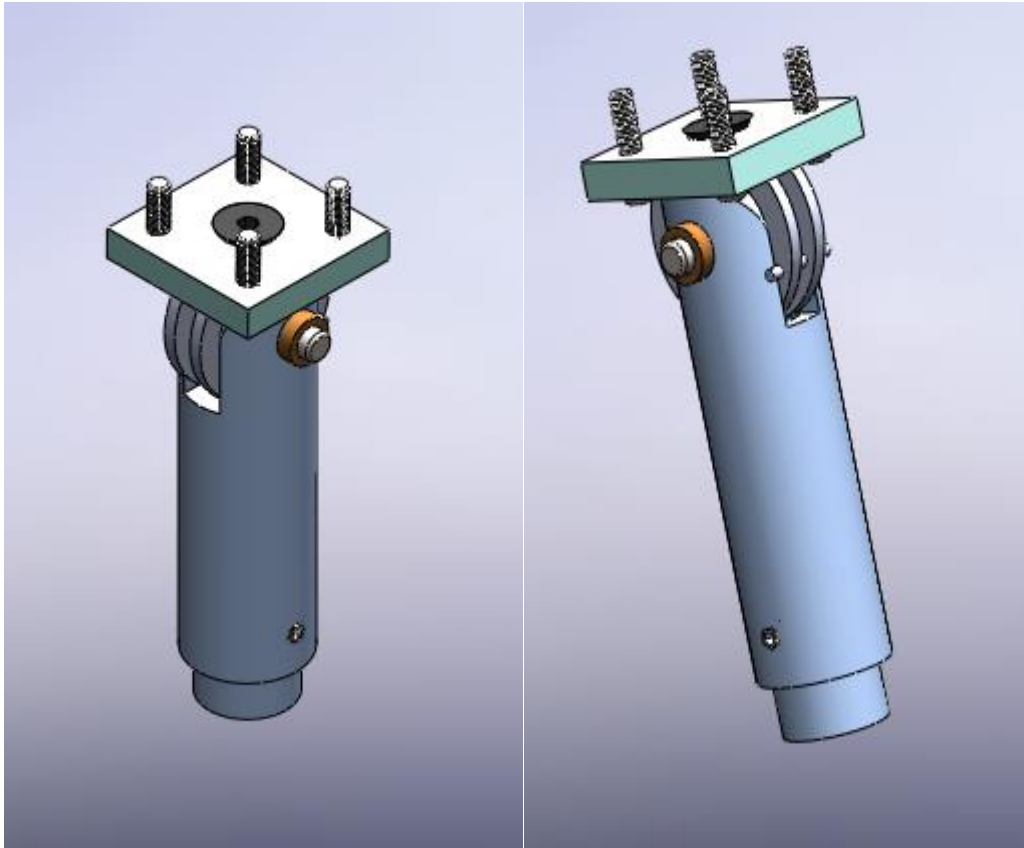
Tabla 22. Parámetros redefinidos de diseño

| Constantes | Método de Medición | Objetivo | Límite Aceptable |
|------------------------|------------------------------------|-----------------|-------------------------|
| Movilidad | Plano Sagital [Grados] | 100° | 80°-120° |
| Costos | Fabricación de una unidad [COP] | 1'800.000 | 2'200.000 |
| Vida útil | Tiempo operacional | 2 años | >18 meses |
| Peso | Peso de la prótesis [Gramos] | 4200 | 4400 |
| Resistencia al impacto | Impacto [N] | 5395 | >4500 |
| Resistencia | Peso soportado [Kg] | 110 | >70 |

Los parámetros se redefinieron con el ánimo de acercarnos mejor a la realidad del problema y de este modo construir un nuevo prototipo, optimizando el desempeño para que éste sea más eficiente.

4.4.2 Optimización del Sistema. Se optimizó el sistema utilizando los parámetros redefinidos de diseño y también basados en los resultados del primer test funcional para la posterior corrección de errores, por ende; se obtuvo el siguiente diseño que se ilustra en la siguiente figura.

Figura 42. Prototipo final



Los cambios realizados al primer prototipo son:

- Se fabrica un nuevo resorte con una constante de rigidez mayor que controle de mejor manera el retorno del pie en la marcha.
- Se utilizó una banda elástica para mayor confiabilidad en el retorno del pie durante la marcha.
- Se rectificó el acabado superficial interno del cilindro para mejorar el desplazamiento del resorte, ya que es necesario tener la menor fricción entre piezas.

4.4.4 Lista de materiales:

- Barra de aluminio redonda de 37,7 [mm] de diámetro y 150 [mm] de longitud.
- Resorte a tensión en acero 1070 de 18,5 [mm] de diámetro medio, 1,68 [mm] de diámetro de alambre y 38,7 [mm] de largo.
- Barra de aluminio redonda de 50,8 [mm] de diámetro y 15 [mm] de largo.
- Barra de acero AISI 1020 para pasador de 9,52 [mm] de diámetro y 57 [mm] de largo.
- Barra de bronce para cojinetes deslizantes de 15,7 [mm] de diámetro y 20 [mm] de longitud.
- Oring de 23 [mm] de diámetro interno y 2 [mm] de espesor.
- Cable de acero de 2 [mm] de diámetro y 250 [mm] de largo.
- Platina de aluminio de 55 [mm] de ancho, 55 [mm] de largo y 2 [mm] de espesor.
- Tornillo de 3/8 de pulgada Bristol de 30 [mm].
- Tubo en aluminio de 30,8 [mm] de diámetro y 700 [mm] de largo.
- Tornillo de 3/16 de pulgada Bristol de diámetro y 35 [mm] de largo.
- Mico de sujeción para guaya de acero de 5/16 de pulgada.
- Acople tipo abrazadera.
- Socket.
- Pie articulado tipo sach.
- Banda elástica tipo TRX.

4.4.5 Pruebas de prototipo: Es necesario comprobar las capacidades mecánicas y el desempeño cinemático del prototipo de prótesis transfemoral, por tal motivo se utilizó las instalaciones de un laboratorio de marcha para realizar las respectivas pruebas.

El estudio de la marcha se realizó en la Universidad de Santander (UDES), bajo la supervisión de la Fisioterapeuta Martha Patricia Cabrales Guzmán, encargada del

laboratorio de marcha y la aprobación de la Directora del programa de fisioterapia Martha Liliana Hijuelos Cárdenas.

Se realizaron mediciones de parámetros espacio temporales de la marcha en 3 momentos, de los cuales la valoración inicial (V1) corresponde a la evaluación de la marcha con prótesis policéntrica con resorte ajustable que es la prótesis habitual del paciente; y las valoraciones V2 y V3 corresponden a las realizadas con prótesis monocéntrica con retorno por muelle elaborada por los estudiantes de la Universidad Industrial de Santander.

Para la valoración de la marcha se utilizó el equipo Optogait que es sistema de barras paralelas con sensores ópticos que funcionan a una frecuencia de 1000 Hz y con una precisión de 1 cm. Este sistema por medio de una barra transmisora y otra receptora, permite detectar los parámetros espacio-temporales de la caminata, carrera y salto por medio de mediciones objetivas que pueden ser monitorizadas por video y realizar mediciones comparativas en diferentes periodos de tiempo.¹⁹

4.4.5.1 Parámetros espaciales y temporales durante el ciclo de marcha. Se evidencia el acercamiento de los parámetros a la fase de apoyo y balanceo teóricos, mejorando en comparación a la prótesis de control, de igual forma se observa un acercamiento en los valores de los parámetros restantes con un rango mínimo de diferencia entre la prótesis del paciente y el prototipo propuesto.

¹⁹ MICROGAIT. OPTOGAIT, Manual de Uso. Manual Versión 1.6.5 , Software Versión 1.8

Figura 43. Parámetros espaciales y temporales

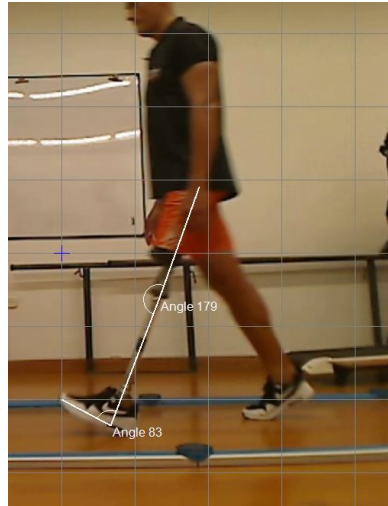
| Parámetros de la marcha | Parámetros evaluados | V1* | V2** | V3*** |
|-------------------------|------------------------|-------|-------|-------|
| Parámetros temporales | Periodo de Apoyo | 65.6% | 67.5% | 64.4% |
| | Periodo de Balanceo | 34.4% | 32.5% | 35.6% |
| | Velocidad | 0.93 | 0.75 | 0.87 |
| | Aceleración | 0.00 | 0.00 | 0.00 |
| | Cadencia | 0.77 | 0.70 | 0.75 |
| Parámetros espaciales | Longitud de paso corto | 59 | 53 | 58 |
| | Longitud de paso largo | 120 | 105 | 112 |

*V1: Valoración con uso de prótesis policéntrica con resorte ajustable
 **V2: Valoración con uso de prótesis monocéntrica con retorno por muelle posterior al cambio de prótesis
 ***V3: Valoración con uso de prótesis monocéntrica con retorno por muelle en el minuto 20 después del cambio de prótesis

A demás se evidencio la importancia del grado de confiabilidad y el tiempo de uso de la prótesis por parte del paciente ya que se ve la mejoría en los resultados después de realizarse varias pruebas.

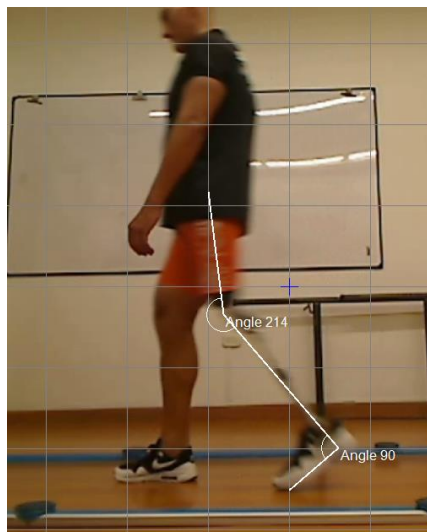
4.4.5.2 Ángulos articulares en el despegue y apoyo de la marcha. De acuerdo a los resultados se obtuvieron ángulos cercanos a los especificados en la teoría dando en la fase de apoyo un valor de 0°, (inicio apoyo del talón), obteniendo en el estudio una diferencia mínima de 1° respecto al eje tibial.

Figura 44. Fase de apoyo.



Comparando los valores teóricos en la fase de despegue en donde los dedos del pie son los últimos en contacto con el suelo forma un ángulo el eje tibial con el fémur teóricamente es de 40° , en los resultados se evidencio un ángulo de 34° entre los ejes ya mencionados, por lo tanto, se obtiene un rango mínimo de diferencia.

Figura 45. Fase de despegue.



El informe del análisis de marcha y sus resultados completos por parte del ente encargado se encuentra al final (ver anexo D).

5. CONCLUSIONES

- Durante la realización del prototipo se pudo observar que no hay empresa ni entidad ingenieril o especialista en la fabricación de prótesis, solo existen entidades en donde se desarrollan trabajos de prótesis empíricos.
- Teniendo en cuenta los resultados emitidos en las pruebas de laboratorio se concluye que se mejora la marcha en cuanto a la fase de apoyo y balanceo respecto a la prótesis de control y se acerca a los valores teóricos de los ángulos articulares.
- Se siguió con éxito el NASA ESMD “Capstoen desing” y se alcanzó un prototipo funcional con el que se pudo ejecutar una prueba de laboratorio, en éste se obtuvieron resultados óptimos en cuanto al desplazamiento ya que fue bastante bueno comparado al que se realiza con la prótesis de control.
- Se obtuvo una prótesis de bajo costo, con un valor aproximado de \$1'500.000 (un millón quinientos mil pesos), en comparación a las que se encuentran en el mercado nacional.
- Se obtuvo un prototipo de bajo peso de 3,5 Kg, en donde están involucradas todas sus partes (socket, rodilla, pie), mejorando así la comodidad del paciente.

- Se realizaron procesos de mecanizado convencional sencillos, en torno, fresadora y taladro para la fabricación de piezas del mecanismo final, reduciendo de este modo costos en cuanto a manufactura.
- Según la impresiones del paciente la prótesis diseñada tiene una funcionalidad muy buena, buen movimiento lo que indica que el paciente se siente cómodo con ella y le brinda más seguridad para desarrollar la marcha.

6. RECOMENDACIONES

- Se recomienda buscar otro tipo de banda o guaya que reduzca la fricción entre elementos y de este modo aumentar la vida útil de la prótesis.
- El portador de la prótesis debe verificar el ajuste de las partes móviles para evitar una falla repentina, igualmente debe realizar lubricación periódicamente para que las piezas no sufran desgaste.
- Los elementos de sujeción deben ser de fácil manipulación para comodidad del paciente.
- Es necesario que el paciente tenga un tiempo de acople a la prótesis, en el cual se va a ganar seguridad, equilibrio y mejores resultados de la marcha ayudando a mejorar su calidad de vida.
- Es necesario tener la asesoría de profesionales en prótesis para un mejor desarrollo y conocimiento de ciertos parámetros importantes al momento del ensamble y prueba del prototipo.
- Es importante para un mejor resultado del prototipo, conformar un grupo de trabajo entre la parte de ingeniería mecánica, diseño industrial y fisioterapia, de esta forma se contempla todos los aspectos importantes para un prototipo final que pueda tener buenos resultados en el mercado.
- A pesar de contar con un diseño a prueba de impacto, se recomienda no sobrepasar los límites establecidos para el prototipo, ya que podrían generar daños permanentes.

BIBLIOGRAFÍA

ANDRADE MAQUILÓN, Mauricio Ernesto, PAZ RUÍZ, Nelson Emilio. Prótesis transfemoral electromecánica, controlada a base de señales mioeléctricas. Artículo investigativo. Universidad Antonio Nariño. Popayán 2011.

ARGUELLO DÍAZ Álvaro Felipe, SILVA AYALA Sergio Eduardo, Diseño y construcción de una prótesis transtibial de bajo costo y movilidad mejorada. Universidad Industrial de Santander.2014.

Benno M. Nigg, Watler Herzog, Biomechaniscs of the Musculo-Skeletal system. Editorial WILEY. Tercera edición. 686 pág.

CASTILLO, Daniel, RAMOS, Olga. Análisis biomecánico y simulación de la rodilla protestica. Artículo investigativo. Universidad Militar Nueva Granada, 2014.

DANE. Plan Nacional de Atención a las personas con discapacidad. Registro para la localización y caracterización de personas con discapacidad. Formulario. [en línea]. Disponible en: <http://www.dane.gov.co/files/investigaciones/discapacidad/formulario.pdf>. Citado 12/02/2016

Dr. SOLSONA Sergi Sastre, Universidad de Barcelona, [en línea] Disponible en: <http://www.nopainrun.com/biomecanica-rodilla.html>. Citado 15/04/2016.

E. PAGES, J.IBORRA, S.RODRIGUEZ, N.JOU, A.CUXART. Prótesis total de rodilla. Estudio de los factores determinantes de alta hospitalaria en rehabilitación [En línea]. Disponible en: <https://www.elsevier.es/corp/>. Citado 12/10/2015.

ESPEJO MORA, Aidé Mercedes. Construcción de un prototipo final de pie para prótesis transfemoral [En línea]. Universidad de la Salle. Disponible en: <http://repository.lasalle.edu.co/bitstream/handle/10185/16655/T44.07%20E64c.pdf?sequence=1>. Citado 12/12/2015.

ESTÉVEZ Manuel, URRUTIA Ricardo, Universidad de Zulia; Zulia-Venezuela, [En línea]
http://www.agenciadenoticias.luz.edu.ve/index.php?option=com_content&task=view&id=1406&Itemid=151. Citado 24/11/2015.

LANZA MEDINA, Rafael Ulises. Diseño y construcción de una prótesis ortopédica modular para amputado transtibial [En línea]. Universidad Simón Bolívar. Disponible en: <http://159.90.80.55/tesis/000132624.pdf>. Citado 20/10/2015.

MARTINEZ LOPEZ, Ricardo. 3TON Diseño de funda customizada para prótesis transfemoral. Artículo investigativo. Universidad Católica Popular de Risaralda.

MENGUINI Matías, Universidad Nacional de la Plata, [en línea] www.unlp.edu.ar. Citado 15/11/2015.

OTTOBOCK. Documentación y material de información. [en línea]. Disponible en: <http://www.ottobock.com.co/> Citado 09/05/2016.

PANESSO María Claudia, TRILLOS María Constanza, GUZMÁN Ingrid Tolosa, Biomecánica de la rodilla, Universidad del Rosario.

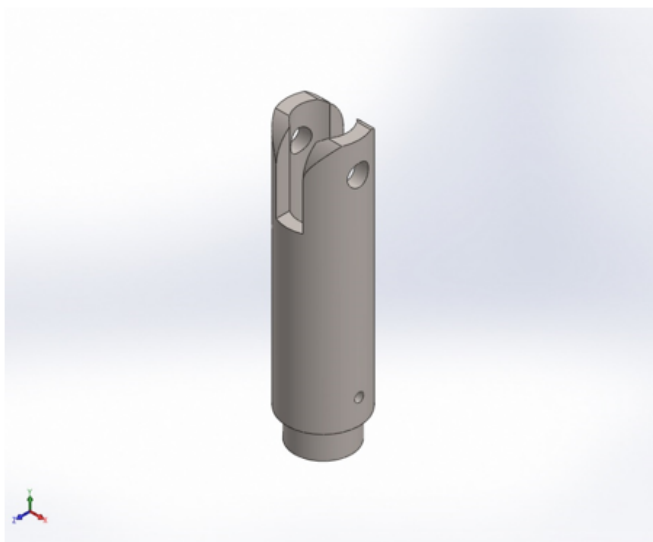
SALAZAR SALGADO, Sara. Alineación en prótesis de miembro inferior por encima de rodilla. Trabajo de grado. Universidad CES. Envigado Antioquia, 2012.

SKF. Catálogo de rodamientos [en línea]. Disponible en: <http://www.skf.com/uy/products/bearings-units-housings/ball-bearings/deep-groove-ball-bearings/single-row-deep-groove-ball-bearings/single-row/index.html>. Citado 08/08/2016.

VALLADARES CASTRO, levingston, CAMACHO BRAUSENDORFF, Federico. Diseño y Modelo virtual del mecanismo policentrico de una prótesis de rodilla [En línea]. Escuela Superior Politécnica del Litoral (ESPOL). Disponible en: <https://www.dspace.espol.edu.ec/bitstream/123456789/24546/1/Dise%C3%B1o%20y%20modelado%20virtual%20del%20mecanismo%20polic%C3%A9ntrico%20de%20una%20pr%C3%B3tesis%20de%20rodilla.pdf>. Citado 16/02/2016.

ANEXOS

Anexo A. Simulación



Simulación de TIBIA

Fecha: sábado, 08 de octubre de 2016
Diseñador: : Andrés Gonzales, Edwin Lizarazo, Sergio Guío
Nombre de estudio: Análisis estático “Tibia”
Tipo de análisis: Análisis estático

Tabla de contenidos

| | |
|-------------------------------|---|
| Descripción | 1 |
| Información de modelo | 2 |
| Propiedades de estudio..... | 3 |
| Unidades | 3 |
| Propiedades de material | 4 |
| Cargas y sujeciones | 5 |
| Información de malla | 6 |
| Fuerzas resultantes | 8 |
| Resultados del estudio..... | 9 |

Descripción

Simulación por elementos finitos de la “Tibia”

Información de modelo

Nombre del modelo: TIBIA E
Configuración actual: Predeterminado

| Sólidos | | | |
|----------------------------------|--------------|--|--|
| Nombre de documento y referencia | Tratado como | Propiedades volumétricas | Ruta al documento/Fecha de modificación |
| Cortar-Extruir16 | Sólido | Masa:0.405612 kg Volumen:8.81766e-005 m ³ Densidad:4600 kg/m ³ Peso:3.975 N | C:\Users\Edwin Lizarazo\Dropbox\proyecto de grado\PROTOTIPO FINAL ACOTADO\TIBIA E.SLDprt Oct 10 17:41:52 2016 |

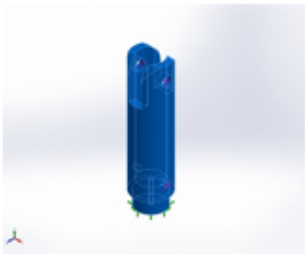
Propiedades de estudio

| | |
|---|---|
| Nombre de estudio | Análisis estático 1 |
| Tipo de análisis | Análisis estático |
| Tipo de malla | Malla sólida |
| Efecto térmico: | Activar |
| Opción térmica | Incluir cargas térmicas |
| Temperatura a tensión cero | 298 Kelvin |
| Incluir los efectos de la presión de fluidos desde SOLIDWORKS Flow Simulation | Desactivar |
| Tipo de solver | FFEPlus |
| Efecto de rigidización por tensión (Inplane): | Desactivar |
| Muelle blando: | Desactivar |
| Desahogo inercial: | Desactivar |
| Opciones de unión rígida incompatibles | Automático |
| Gran desplazamiento | Desactivar |
| Calcular fuerzas de cuerpo libre | Activar |
| Fricción | Desactivar |
| Utilizar método adaptativo: | Desactivar |
| Carpeta de resultados | Documento de SOLIDWORKS (C:\Users\Edwin Lizarazo\Dropbox\proyecto de grado\PROTOTIPO FINAL ACOTADO) |

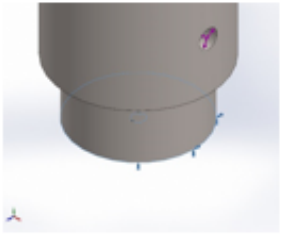
Unidades

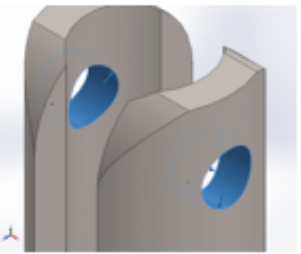
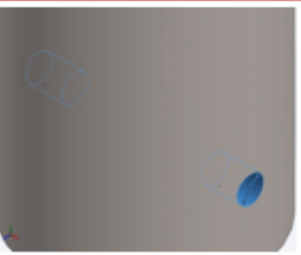
| | |
|-------------------------|------------------|
| Sistema de unidades: | Métrico (MKS) |
| Longitud/Desplazamiento | mm |
| Temperatura | Kelvin |
| Velocidad angular | Rad/seg |
| Presión/Tensión | N/m ² |

Propiedades de material

| Referencia de modelo | Propiedades | Componentes |
|---|--|-------------------------------------|
|  | <p>Nombre: Titanio</p> <p>Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal</p> <p>Criterio de error predeterminado: Tensión de von Mises máx.</p> <p>Límite elástico: 1.4e+008 N/m²</p> <p>Límite de tracción: 2.35e+008 N/m²</p> <p>Módulo elástico: 1.1e+011 N/m²</p> <p>Coefficiente de Poisson: 0.3</p> <p>Densidad: 4600 kg/m³</p> <p>Módulo cortante: 4.3e+010 N/m²</p> <p>Coefficiente de dilatación térmica: 8.8e-006 /Kelvin</p> | Sólido 1(Cortar-Extruir16)(TIBIA E) |
| Datos de curva:N/A | | |

Cargas y sujeciones

| Nombre de sujeción | Imagen de sujeción | Detalles de sujeción | | |
|----------------------------|---|--|----------|------------|
| Fijo-1 |  | Entidades: 1 cara(s) Tipo: Geometría fija | | |
| Fuerzas resultantes | | | | |
| Componentes | X | Y | Z | Resultante |
| Fuerza de reacción(N) | -0.00135402 | 0.280655 | 0.351325 | 0.449664 |
| Momento de reacción(N.m) | 0 | 0 | 0 | 0 |

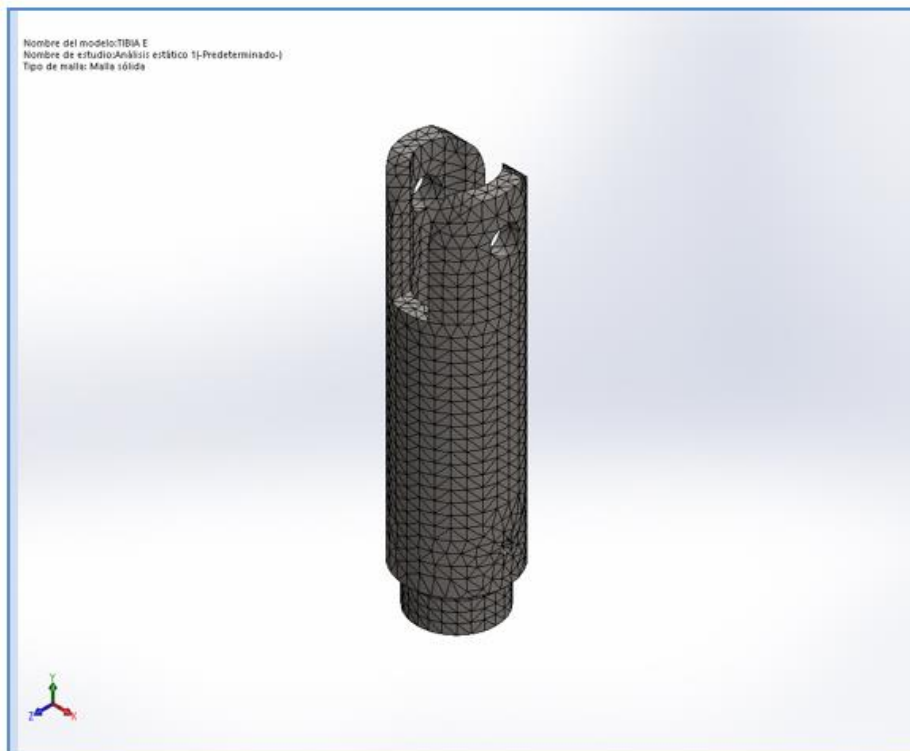
| Nombre de carga | Cargar imagen | Detalles de carga |
|-----------------|---|--|
| Fuerza-1 |  | Entidades: 2 cara(s) Tipo: Aplicar fuerza normal Valor: 2697.5 N |
| Fuerza-2 |  | Entidades: 2 cara(s) Tipo: Aplicar fuerza normal Valor: 500 N |

Información de malla

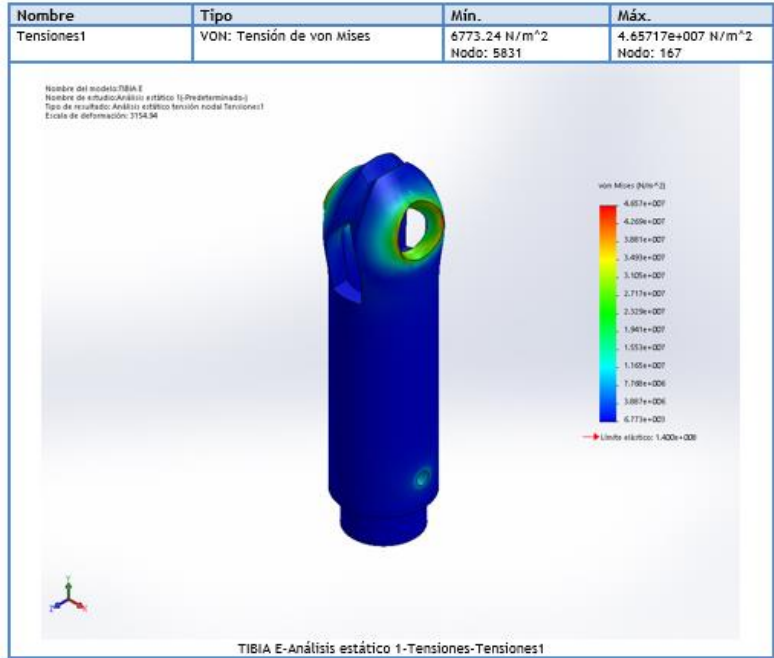
| | |
|--------------------------------------|-------------------------------------|
| Tipo de malla | Malla sólida |
| Mallador utilizado: | Malla estándar |
| Transición automática: | Desactivar |
| Incluir bucles automáticos de malla: | Desactivar |
| Puntos jacobianos | 4 Puntos |
| Tamaño de elementos | 4.22972 mm |
| Tolerancia | 0.211486 mm |
| Calidad de malla | Elementos cuadráticos de alto orden |

Información de malla - Detalles

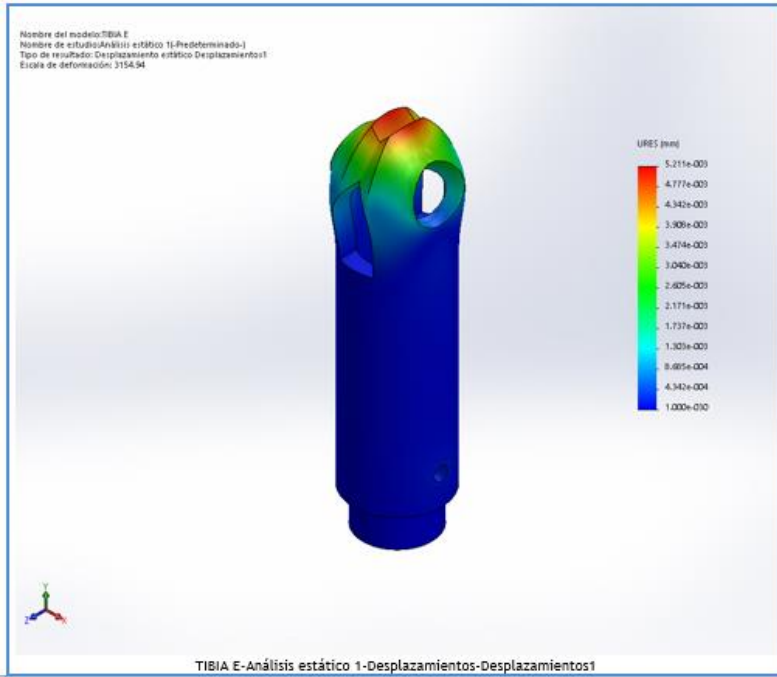
| | |
|---|----------|
| Número total de nodos | 16585 |
| Número total de elementos | 9839 |
| Cociente máximo de aspecto | 7.2031 |
| % de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3 | 99.1 |
| % de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10 | 0 |
| % de elementos distorsionados (Jacobiana) | 0 |
| Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss): | 00:00:04 |
| Nombre de computadora: | EDWIN |



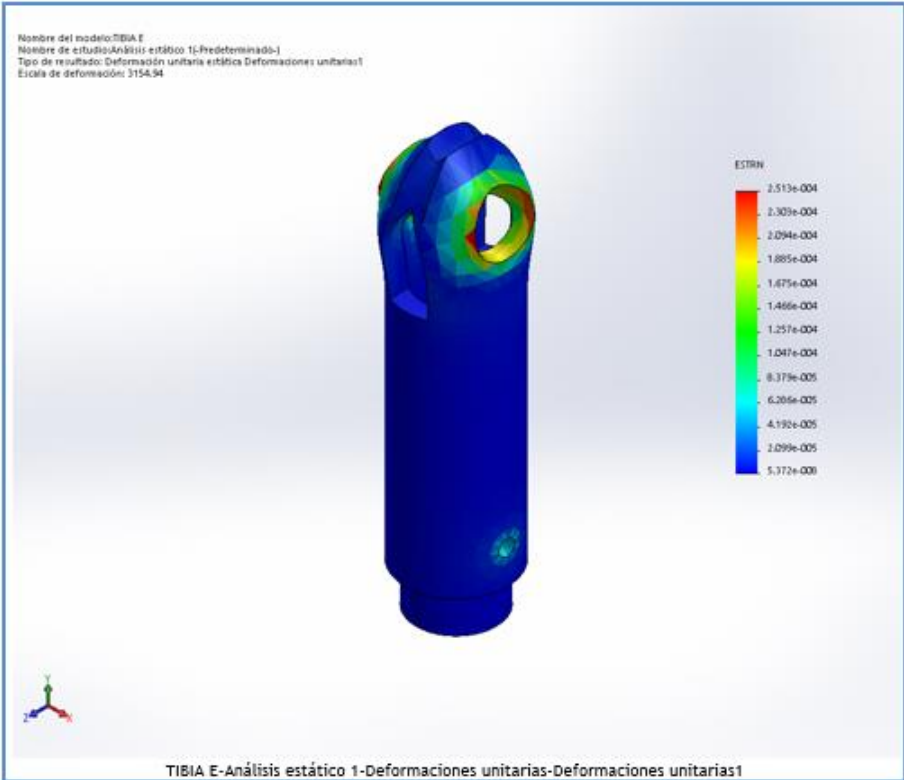
Resultados del estudio



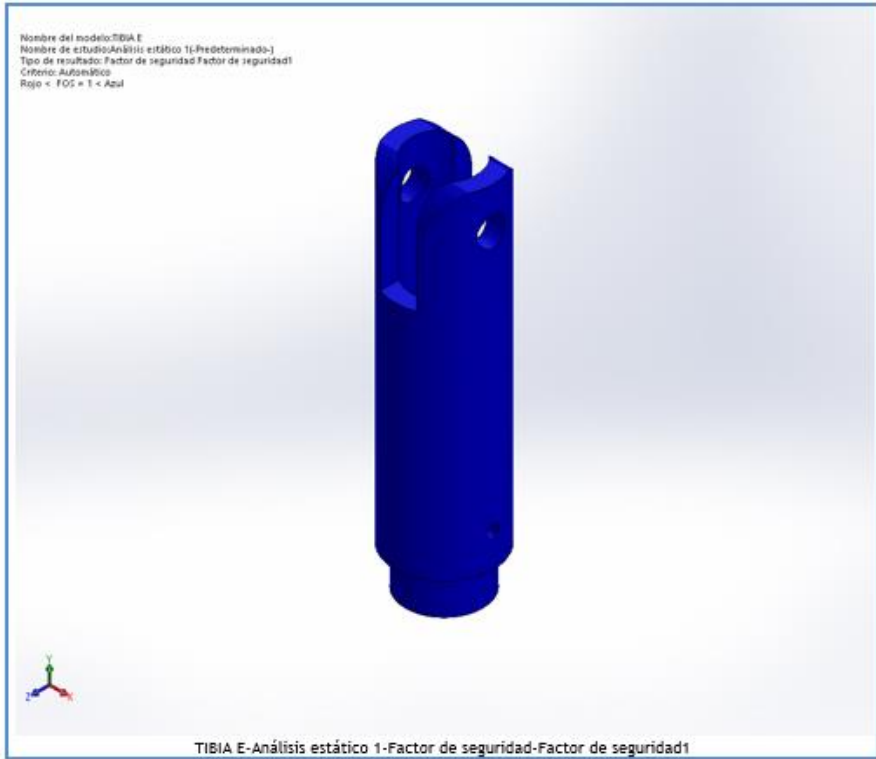
| Nombre | Tipo | Mín. | Máx. |
|------------------|-----------------------------------|------------------|----------------------------|
| Desplazamientos1 | URES: Desplazamientos resultantes | 0 mm Nodo: 10 | 0.00521074 mm Nodo: 863 |

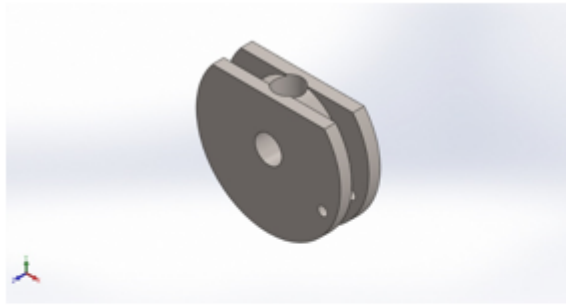


| Nombre | Tipo | Mín. | Máx. |
|--------------------------|---|--------------------------------|-------------------------------|
| Deformaciones unitarias1 | ESTRN: Deformación unitaria equivalente | 5.37194e-008 Elemento: 6882 | 0.000251264 Elemento: 5864 |



| Nombre | Tipo | Mín. | Máx. |
|----------------------|------------|----------------------|-----------------------|
| Factor de seguridad1 | Automático | 3.00612 Nodo: 167 | 20669.6 Nodo: 5831 |





Simulación de “FEMUR”

Fecha: sábado, 08 de octubre de 2016
 Diseñador: Andrés Gonzales, Edwin Lizarazo, Sergio Guío
 Nombre de estudio: Análisis estático Fémur
 Tipo de análisis: Análisis estático

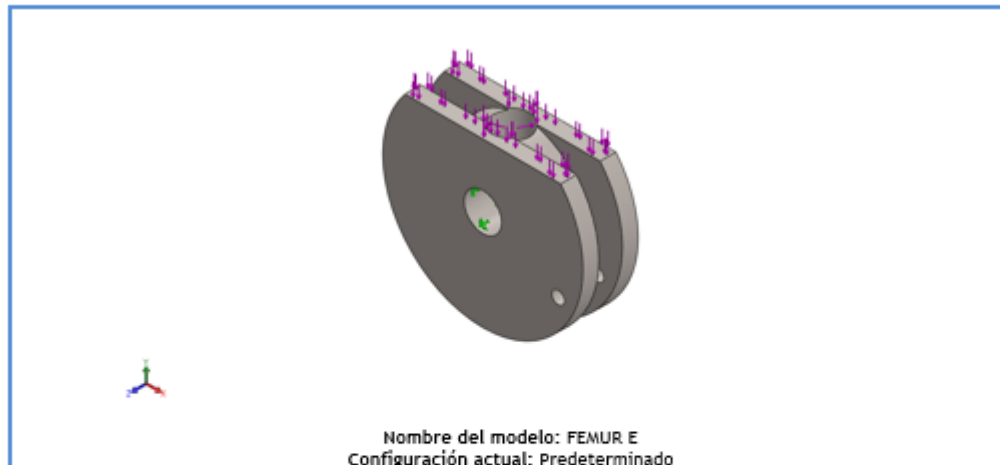
Tabla de contenidos

| | |
|------------------------------|---|
| Descripción..... | 1 |
| Información de modelo | 2 |
| Propiedades de estudio | 3 |
| Unidades..... | 3 |
| Propiedades de material..... | 4 |
| Cargas y sujeciones | 5 |
| Información de malla..... | 6 |
| Fuerzas resultantes | 7 |
| Resultados del estudio | 8 |

Descripción

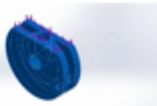
Simulación por elementos finitos del “Fémur”

Información de modelo



Nombre del modelo: FEMUR E
 Configuración actual: Predeterminado

Sólidos

| Nombre de documento y referencia | Tratado como | Propiedades volumétricas | Ruta al documento/Fecha de modificación |
|--|--------------|--|--|
| Cortar-Extruir4  | Sólido | Masa:0.0785449 kg Volumen:1.7075e-005 m ³ Densidad:4600 kg/m ³ Peso:0.76974 N | C:\Users\Edwin Lizarazo\Dropbox\proyecto de grado\PROTOTIPO FINAL ACOTADO\FEMUR E.SLDPRT Oct 12 10:56:48 2016 |

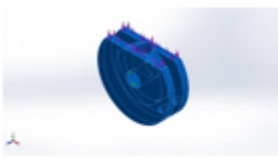
Propiedades de estudio

| | |
|---|---|
| Nombre de estudio | Análisis estático 1 |
| Tipo de análisis | Análisis estático |
| Tipo de malla | Malla sólida |
| Efecto térmico: | Activar |
| Opción térmica | Incluir cargas térmicas |
| Temperatura a tensión cero | 298 Kelvin |
| Incluir los efectos de la presión de fluidos desde SOLIDWORKS Flow Simulation | Desactivar |
| Tipo de solver | FEPlus |
| Efecto de rigidización por tensión (Inplane): | Desactivar |
| Muelle blando: | Desactivar |
| Desahogo inercial: | Desactivar |
| Opciones de unión rígida incompatibles | Automático |
| Gran desplazamiento | Desactivar |
| Calcular fuerzas de cuerpo libre | Activar |
| Fricción | Desactivar |
| Utilizar método adaptativo: | Desactivar |
| Carpeta de resultados | Documento de SOLIDWORKS (C:\Users\Edwin Lizarazo\Dropbox\proyecto de grado\PROTOTIPO FINAL ACOTADO) |

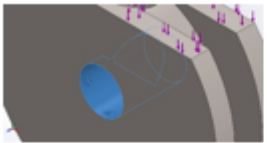
Unidades

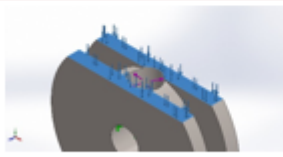
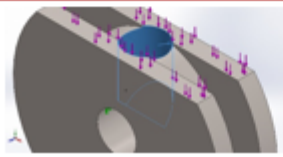
| | |
|-------------------------|------------------|
| Sistema de unidades: | Métrico (MKS) |
| Longitud/Desplazamiento | mm |
| Temperatura | Kelvin |
| Velocidad angular | Rad/seg |
| Presión/Tensión | N/m ² |

Propiedades de material

| Referencia de modelo | Propiedades | Componentes |
|---|--|------------------------------------|
|  | <p>Nombre: Titanio</p> <p>Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal</p> <p>Criterio de error predeterminado: Tensión de von Mises máx.</p> <p>Límite elástico: 1.4e+008 N/m²</p> <p>Límite de tracción: 2.35e+008 N/m²</p> <p>Módulo elástico: 1.1e+011 N/m²</p> <p>Coefficiente de Poisson: 0.3</p> <p>Densidad: 4600 kg/m³</p> <p>Módulo cortante: 4.3e+010 N/m²</p> <p>Coefficiente de dilatación térmica: 8.8e-006 /Kelvin</p> | Sólido 1(Cortar-Extruir4)(FEMUR E) |
| Datos de curva: N/A | | |

Cargas y sujeciones

| Nombre de sujeción | Imagen de sujeción | Detalles de sujeción | | |
|----------------------------|---|--|------------|------------|
| Fijo-1 |  | Entidades: 1 cara(s) Tipo: Geometría fija | | |
| Fuerzas resultantes | | | | |
| Componentes | X | Y | Z | Resultante |
| Fuerza de reacción(N) | 0.0502281 | 10784 | -0.0109272 | 10784 |
| Momento de reacción(N.m) | 0 | 0 | 0 | 0 |

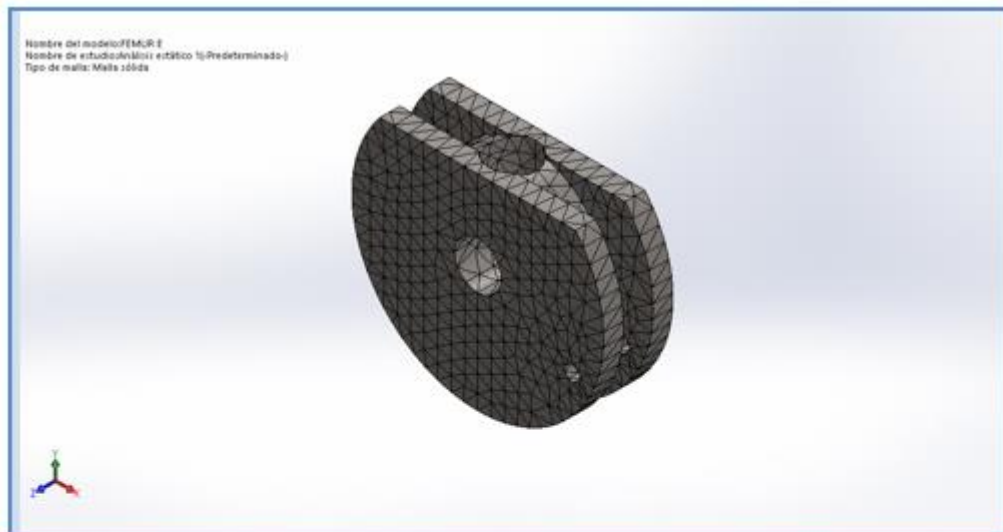
| Nombre de carga | Cargar imagen | Detalles de carga |
|-----------------|--|--|
| Fuerza-1 |  | Entidades: 2 cara(s) Tipo: Aplicar fuerza normal Valor: 5392 N |
| Fuerza-2 |  | Entidades: 1 cara(s) Tipo: Aplicar fuerza normal Valor: 1000 N |

Información de malla

| | |
|--------------------------------------|-------------------------------------|
| Tipo de malla | Malla sólida |
| Mallador utilizado: | Malla estándar |
| Transición automática: | Desactivar |
| Incluir bucles automáticos de malla: | Desactivar |
| Puntos jacobianos | 4 Puntos |
| Tamaño de elementos | 2.8336 mm |
| Tolerancia | 0.14168 mm |
| Calidad de malla | Elementos cuadráticos de alto orden |

Información de malla - Detalles

| | |
|---|----------|
| Número total de nodos | 10727 |
| Número total de elementos | 6408 |
| Cociente máximo de aspecto | 7.32 |
| % de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3 | 99 |
| % de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10 | 0 |
| % de elementos distorsionados (Jacobiana) | 0 |
| Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss): | 00:00:01 |
| Nombre de computadora: | EDWIN |



Fuerzas resultantes

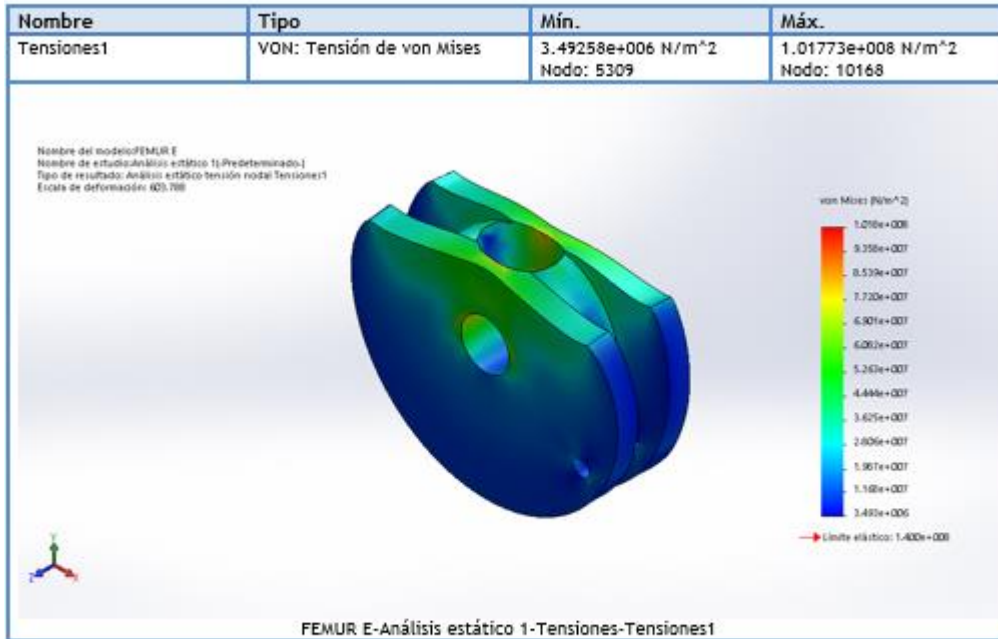
Fuerzas de reacción

| Conjunto de selecciones | Unidades | Sum X | Sum Y | Sum Z | Resultante |
|-------------------------|----------|-----------|-------|------------|------------|
| Todo el modelo | N | 0.0502281 | 10784 | -0.0109272 | 10784 |

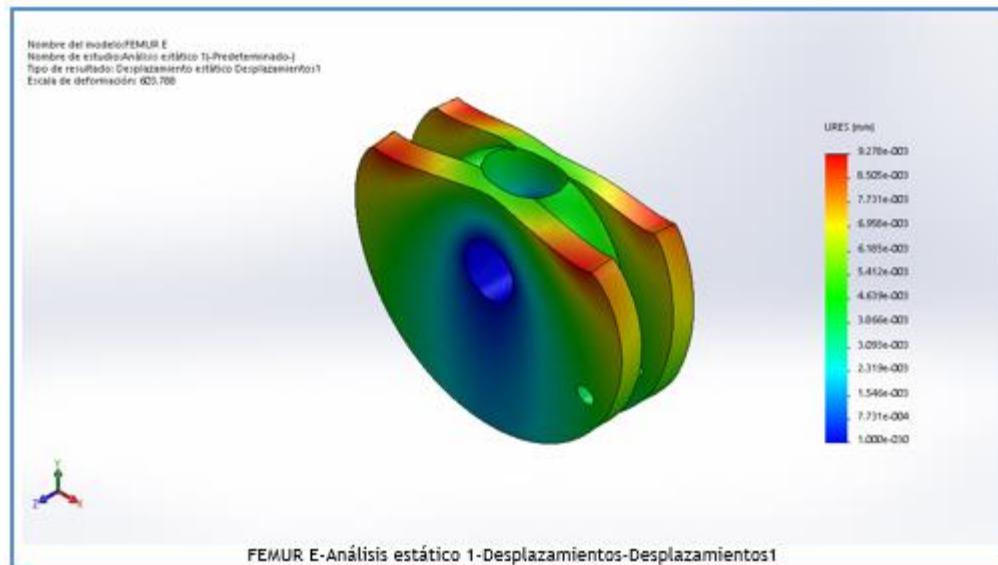
Momentos de reacción

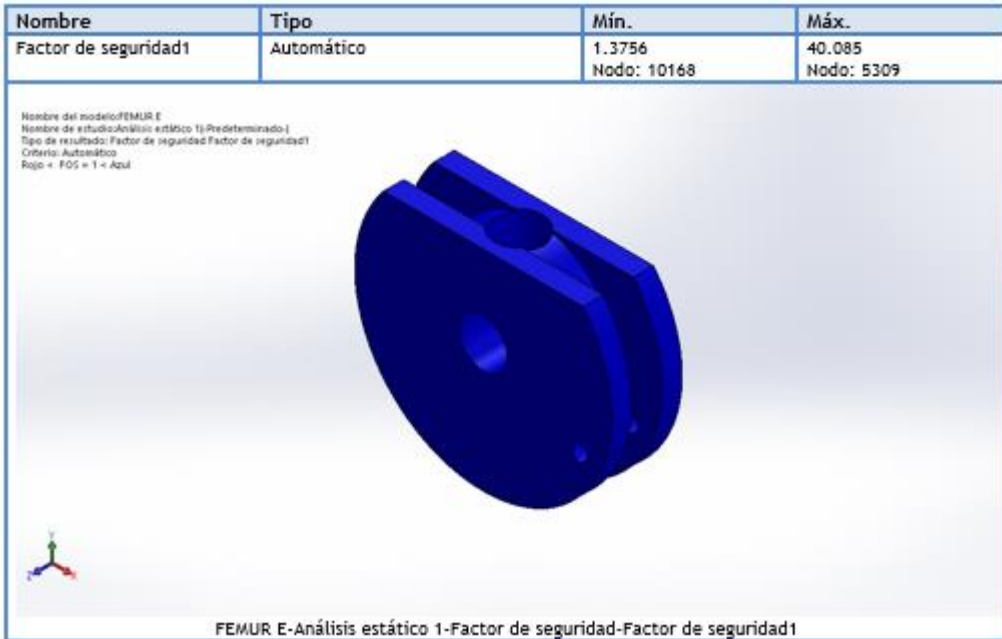
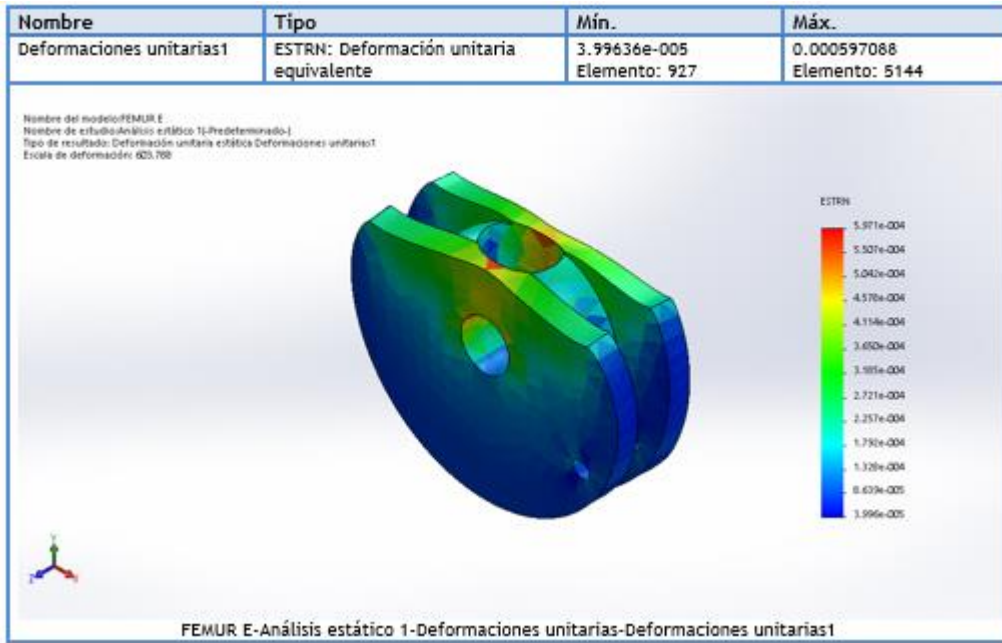
| Conjunto de selecciones | Unidades | Sum X | Sum Y | Sum Z | Resultante |
|-------------------------|----------|-------|-------|-------|------------|
| Todo el modelo | N.m | 0 | 0 | 0 | 0 |

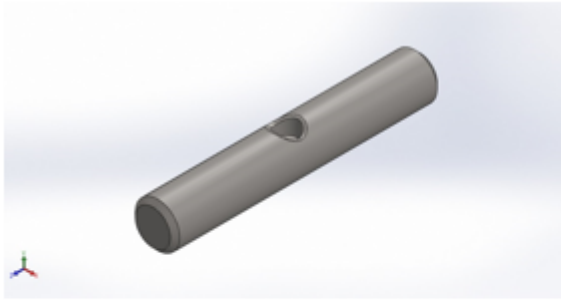
Resultados del estudio



| Nombre | Tipo | Mín. | Máx. |
|------------------|-----------------------------------|------------------|----------------------------|
| Desplazamientos1 | URES: Desplazamientos resultantes | 0 mm Nodo: 46 | 0.00927777 mm Nodo: 612 |







Simulación de pasador

Fecha: sábado, 08 de octubre de 2016
 Diseñador: Andrés Gonzales, Edwin Lizarazo, Sergio Guio
 Nombre de estudio: Análisis estático pasador principal
 Tipo de análisis: Análisis estático

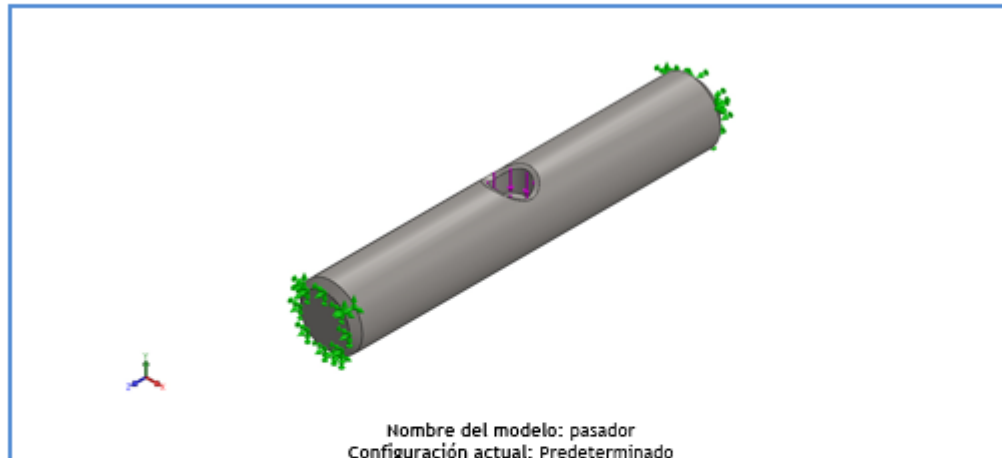
Tabla de contenidos

| | |
|-------------------------------|---|
| Descripción..... | 1 |
| Información de modelo | 2 |
| Propiedades de estudio | 3 |
| Unidades..... | 3 |
| Propiedades de material | 4 |
| Cargas y sujeciones..... | 5 |
| Información de malla..... | 7 |
| Fuerzas resultantes..... | 8 |
| Resultados del estudio | 9 |

Descripción

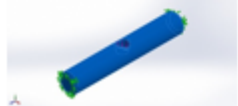
Simulación por elementos finitos para el pasador principal.

Información de modelo



Nombre del modelo: pasador
 Configuración actual: Predeterminado

Sólidos

| Nombre de documento y referencia | Tratado como | Propiedades volumétricas | Ruta al documento/Fecha de modificación |
|--|--------------|--|---|
|  Chaflán1 | sólido | Masa:0.0312884 kg Volumen:3.96055e-006 m ³ Densidad:7900 kg/m ³ Peso:0.306626 N | C:\Users\Edwin Lizarazo\Dropbox\proyecto de grado\PROTOTIPO FINAL ACOTADO\pasador.SLDRR Oct 08 15:26:49 2016 |

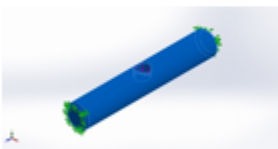
Propiedades de estudio

| | |
|---|---|
| Nombre de estudio | Análisis estático pasador principal |
| Tipo de análisis | Análisis estático |
| Tipo de malla | Malla sólida |
| Efecto térmico: | Activar |
| Opción térmica | Incluir cargas térmicas |
| Temperatura a tensión cero | 298 Kelvin |
| Incluir los efectos de la presión de fluidos desde SOLIDWORKS Flow Simulation | Desactivar |
| Tipo de solver | FEPlus |
| Efecto de rigidización por tensión (Inplane): | Desactivar |
| Muelle blando: | Desactivar |
| Desahogo inercial: | Desactivar |
| Opciones de unión rígida incompatibles | Automático |
| Gran desplazamiento | Desactivar |
| Calcular fuerzas de cuerpo libre | Activar |
| Fricción | Desactivar |
| Utilizar método adaptativo: | Desactivar |
| Carpeta de resultados | Documento de SOLIDWORKS (C:\Users\Edwin Lizarazo\Dropbox\proyecto de grado\PROTOTIPO FINAL ACOTADO) |

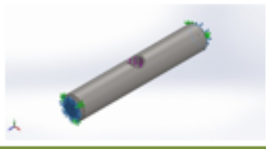
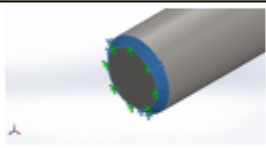
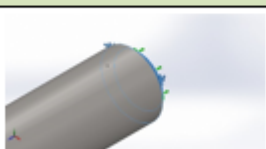
Unidades

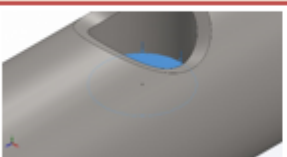
| | |
|-------------------------|------------------|
| Sistema de unidades: | Métrico (MKS) |
| Longitud/Desplazamiento | mm |
| Temperatura | Kelvin |
| Velocidad angular | Rad/seg |
| Presión/Tensión | N/m ² |

Propiedades de material

| Referencia de modelo | Propiedades | Componentes |
|---|--|-----------------------------|
|  | <p>Nombre: AISI 1020</p> <p>Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal</p> <p>Criterio de error predeterminado: Tensión de von Mises máx.</p> <p>Límite elástico: 3.51571e+008 N/m²</p> <p>Límite de tracción: 4.20507e+008 N/m²</p> <p>Módulo elástico: 2e+011 N/m²</p> <p>Coefficiente de Poisson: 0.29</p> <p>Densidad: 7900 kg/m³</p> <p>Módulo cortante: 7.7e+010 N/m²</p> <p>Coefficiente de dilatación térmica: 1.5e-005 /Kelvin</p> | Sólido 1(Chaflán1)(pasador) |
| Datos de curva: N/A | | |

Cargas y sujeciones

| Nombre de sujeción | Imagen de sujeción | Detalles de sujeción | | |
|----------------------------|--|--|----------|------------|
| Fijo-1 |  | Entidades: 2 cara(s) Tipo: Geometría fija | | |
| Fuerzas resultantes | | | | |
| Componentes | X | Y | Z | Resultante |
| Fuerza de reacción(N) | 18.3468 | -656.705 | -14.3308 | 657.117 |
| Momento de reacción(N.m) | 0 | 0 | 0 | 0 |
| Fijo-2 |  | Entidades: 1 cara(s) Tipo: Geometría fija | | |
| Fuerzas resultantes | | | | |
| Componentes | X | Y | Z | Resultante |
| Fuerza de reacción(N) | 2.86181 | 3299.09 | 621.475 | 3357.11 |
| Momento de reacción(N.m) | 0 | 0 | 0 | 0 |
| Fijo-3 |  | Entidades: 1 cara(s) Tipo: Geometría fija | | |
| Fuerzas resultantes | | | | |
| Componentes | X | Y | Z | Resultante |
| Fuerza de reacción(N) | -4.13989 | 3316.72 | -621.218 | 3374.4 |
| Momento de reacción(N.m) | 0 | 0 | 0 | 0 |

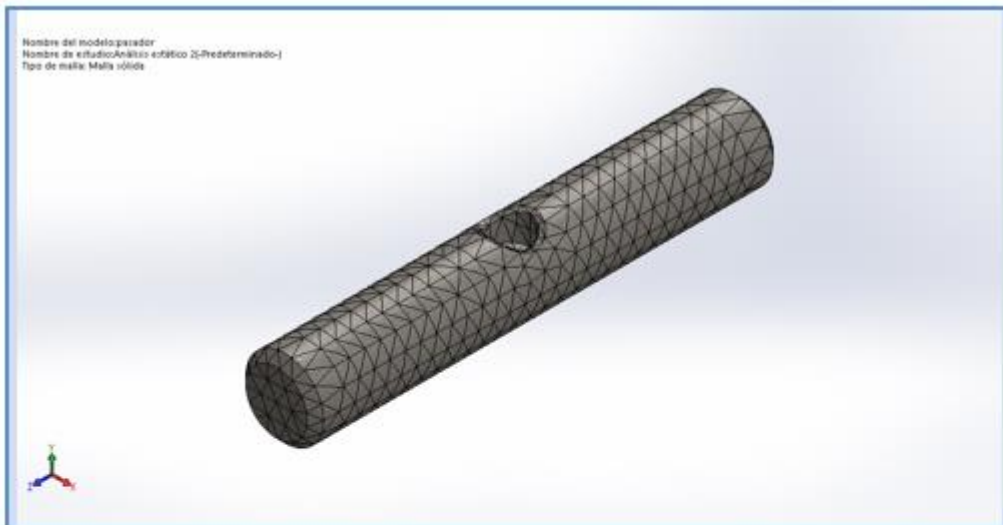
| Nombre de carga | Cargar imagen | Detalles de carga |
|-----------------|---|--|
| Fuerza-1 |  | Entidades: 1 cara(s) Tipo: Aplicar fuerza normal Valor: 5395 N |

Información de malla

| | |
|--------------------------------------|-------------------------------------|
| Tipo de malla | Malla sólida |
| Mallador utilizado: | Malla estándar |
| Transición automática: | Desactivar |
| Incluir bucles automáticos de malla: | Desactivar |
| Puntos jacobianos | 4 Puntos |
| Tamaño de elementos | 1.93896 mm |
| Tolerancia | 0.0969479 mm |
| Calidad de malla | Elementos cuadráticos de alto orden |

Información de malla - Detalles

| | |
|---|----------|
| Número total de nodos | 6179 |
| Número total de elementos | 3812 |
| Cociente máximo de aspecto | 4.5718 |
| % de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3 | 99.3 |
| % de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10 | 0 |
| % de elementos distorsionados (Jacobiana) | 0 |
| Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss): | 00:00:01 |
| Nombre de computadora: | EDWIN |



Fuerzas resultantes

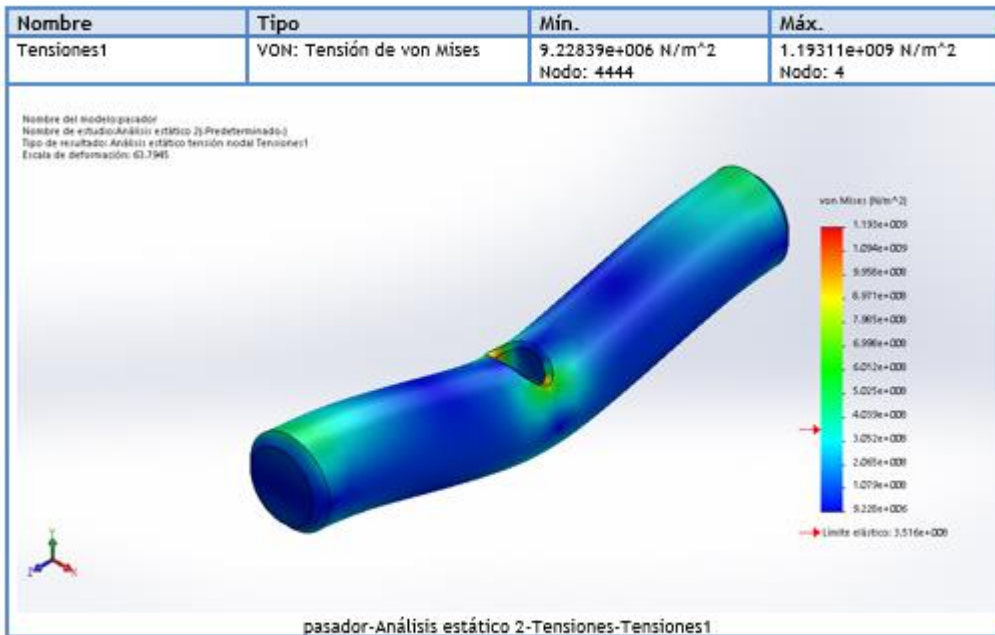
Fuerzas de reacción

| Conjunto de selecciones | Unidades | Sum X | Sum Y | Sum Z | Resultante |
|-------------------------|----------|-----------|---------|-----------|------------|
| Todo el modelo | N | -0.116066 | 5395.01 | 0.0207596 | 5395.01 |

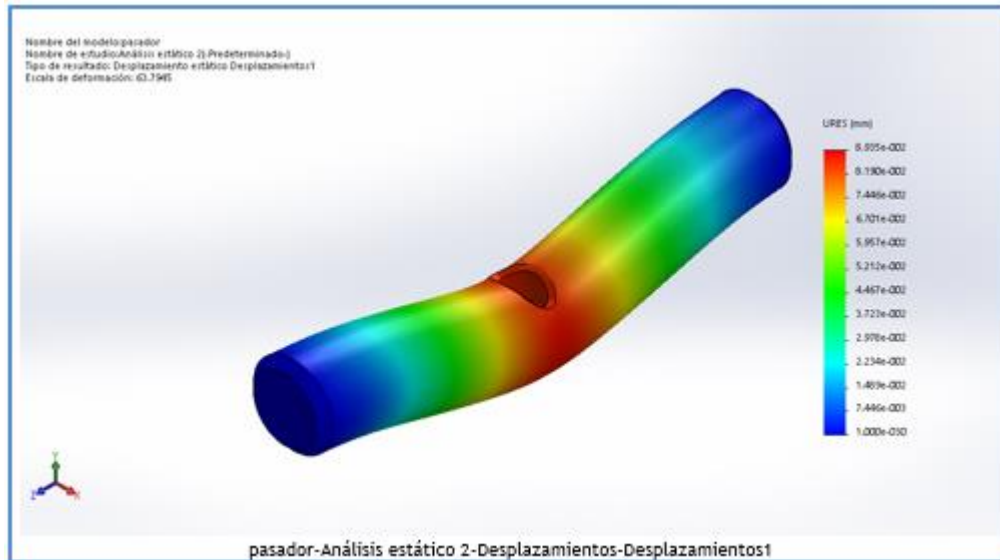
Momentos de reacción

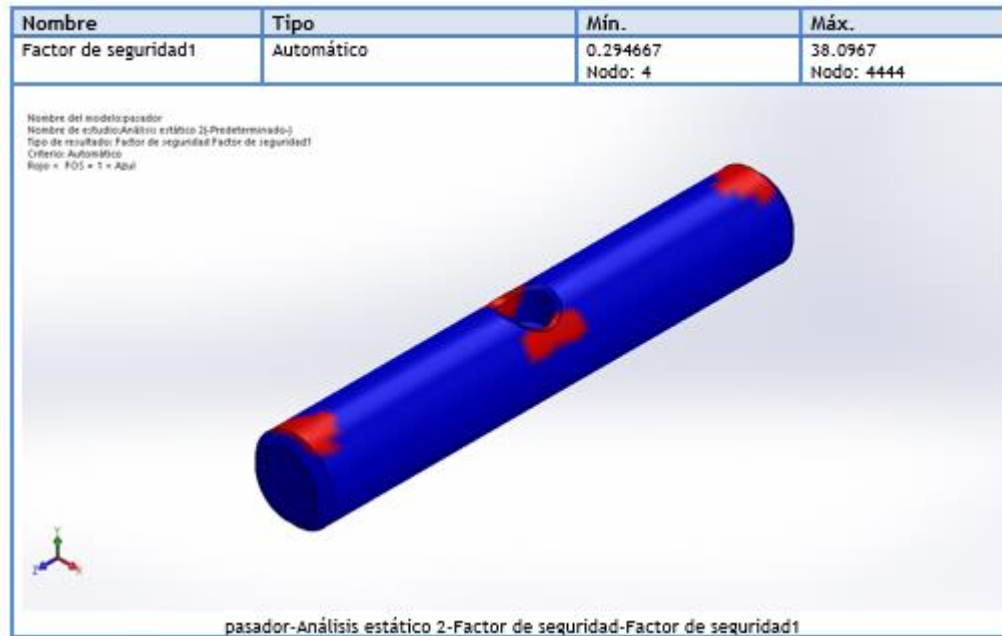
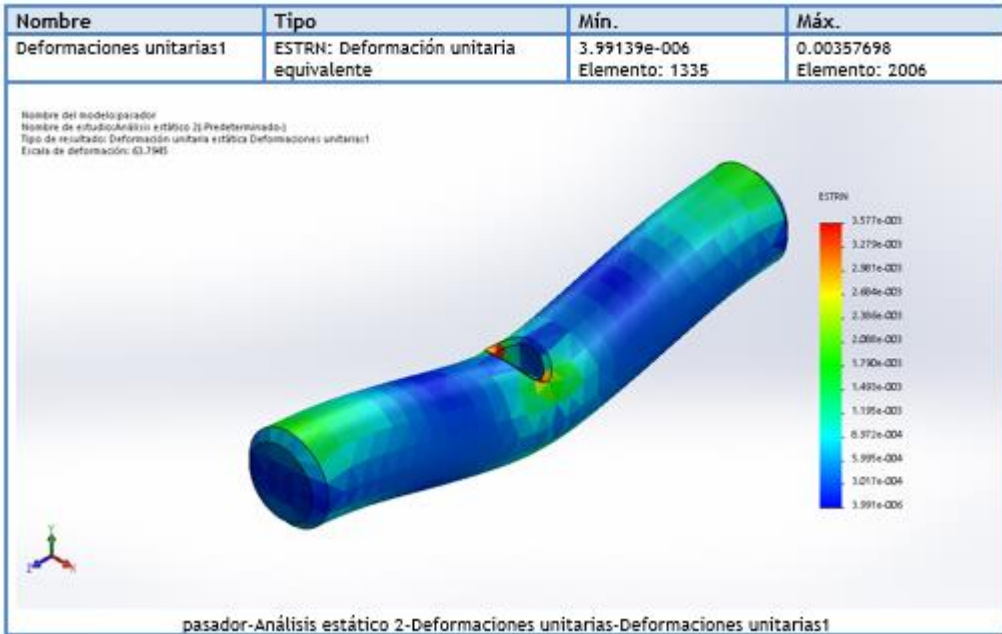
| Conjunto de selecciones | Unidades | Sum X | Sum Y | Sum Z | Resultante |
|-------------------------|----------|-------|-------|-------|------------|
| Todo el modelo | N.m | 0 | 0 | 0 | 0 |

Resultados del estudio

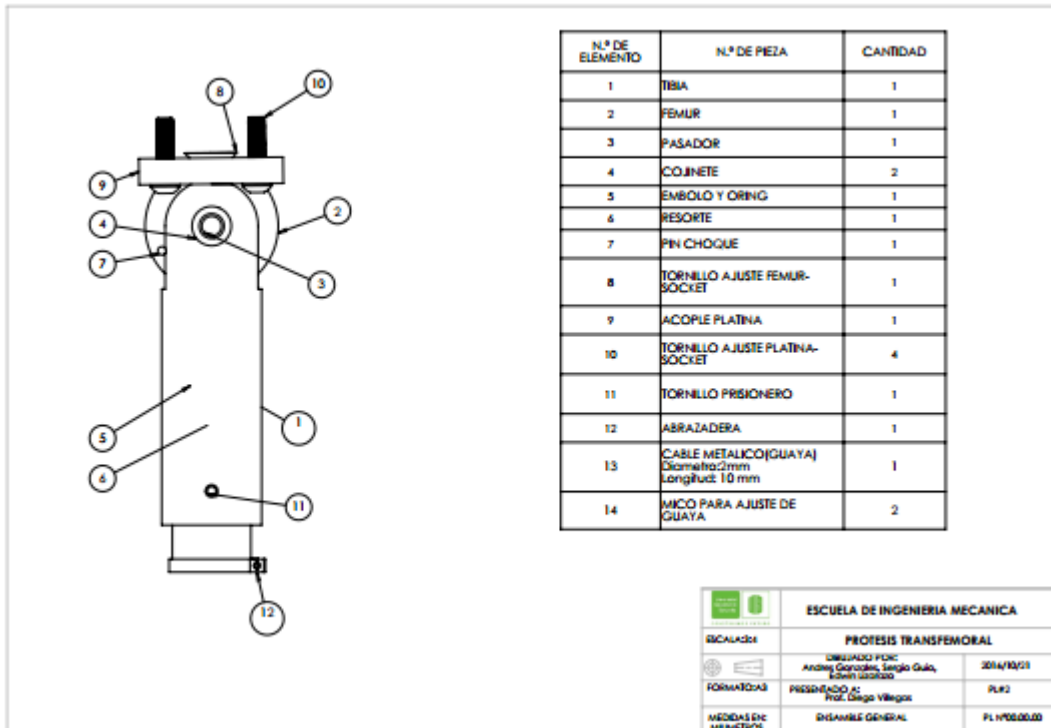
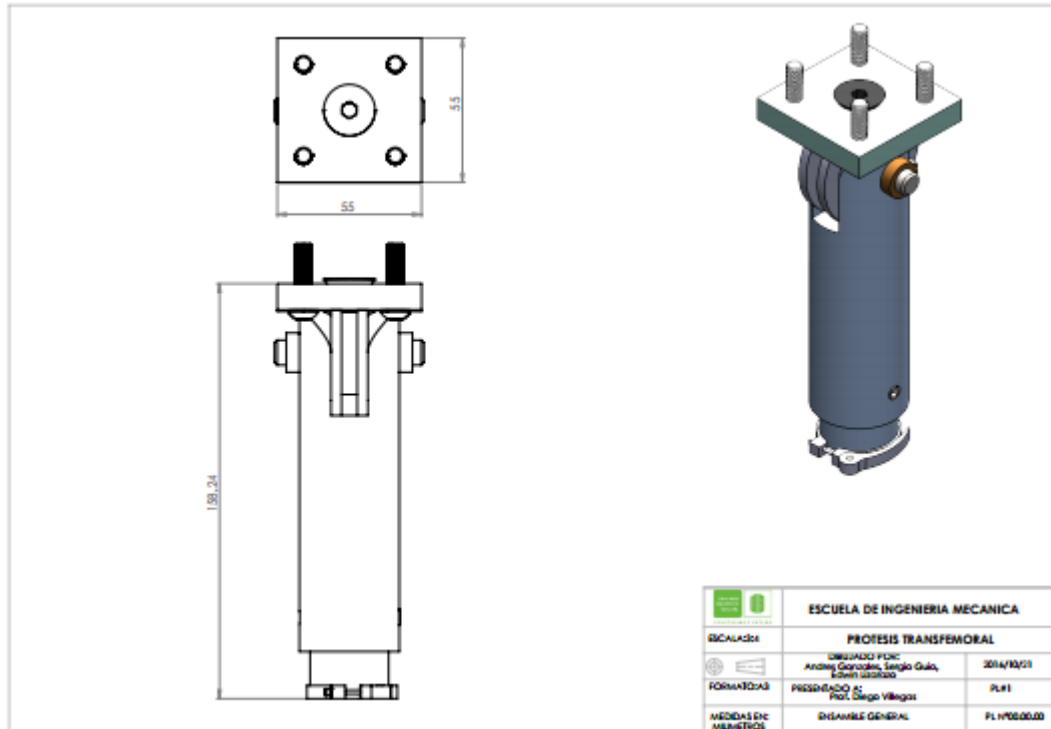


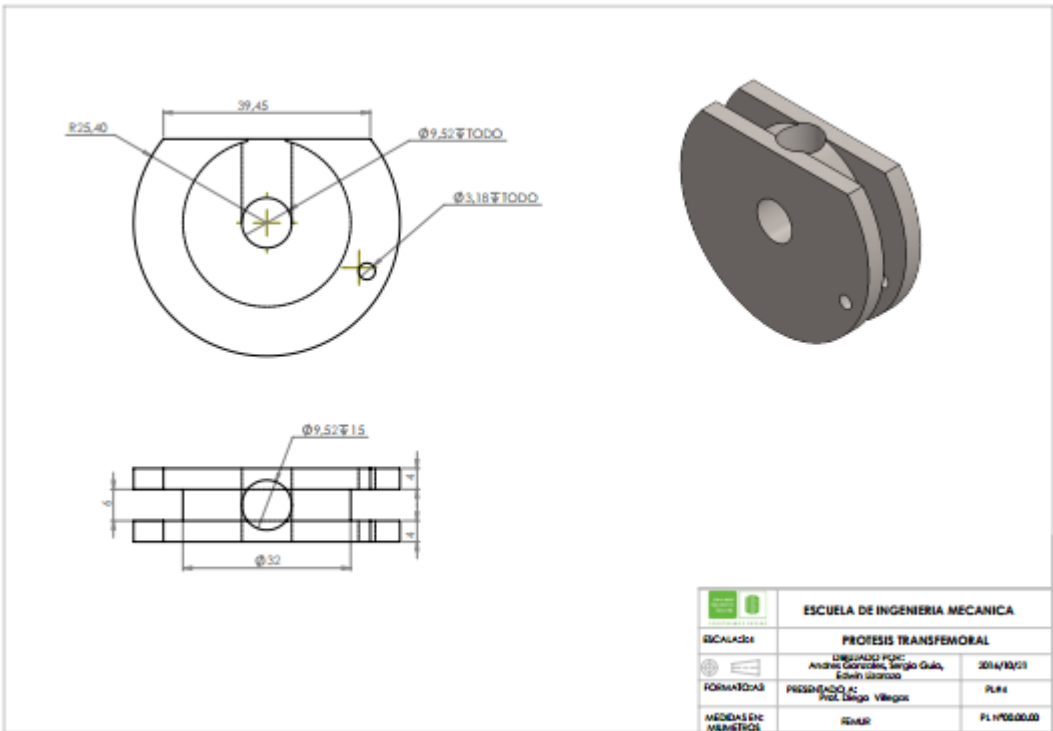
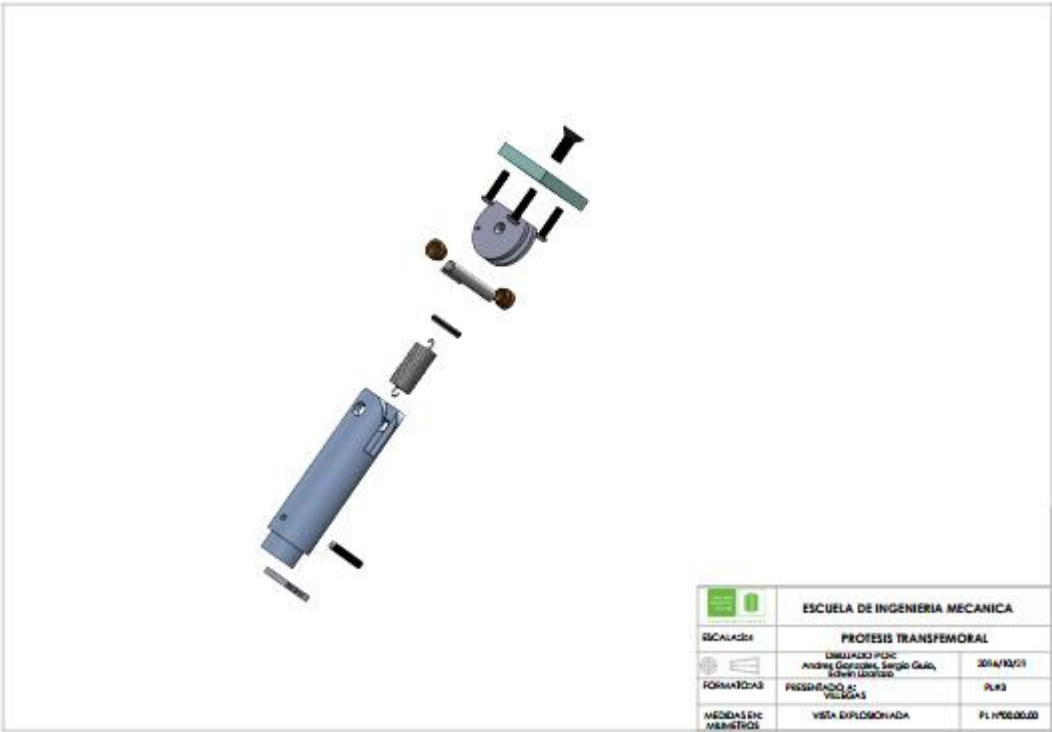
| Nombre | Tipo | Mín. | Máx. |
|------------------|-----------------------------------|------------------|----------------------------|
| Desplazamientos1 | URES: Desplazamientos resultantes | 0 mm Nodo: 22 | 0.0893495 mm Nodo: 2944 |

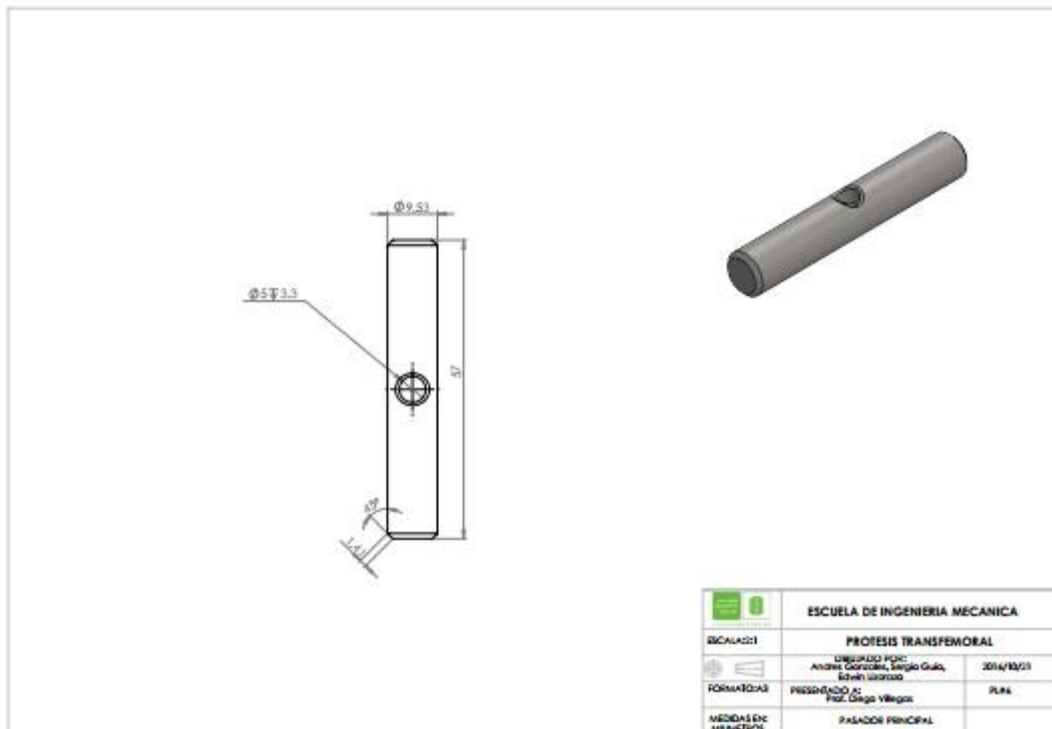
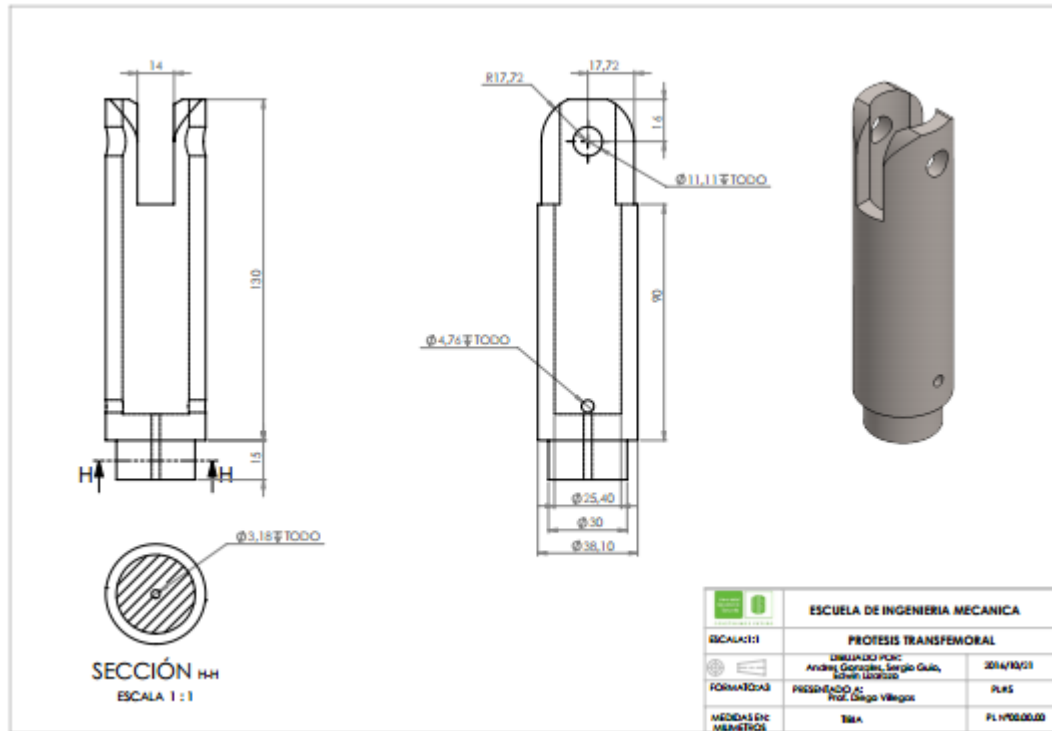




Anexo B. Planos.







SECCIÓN II

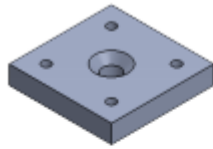
| | | |
|---------------------------------|---|-------------------|
| | ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA | |
| ESCALAS: | PROFESIS TRANSFERORAL | |
| | DISEÑADO POR: Andrés González, Sergio Guío, Evelin Usarroz | 2014/10/21 |
| FORMIGAS: | PRESENADO A: Prof. Diego Villegas | PL#7 |
| MEIDAS EN: MILIMETROS | COJINETE | |

RESORTE

| | |
|----------------------------|-----------|
| Altura | 36 [mm] |
| Diámetro interno | 16 [mm] |
| Diámetro externo | 20.8 [mm] |
| Diámetro de alambre | 1.60 [mm] |

Oring para platina
Material: Caucho Natural (NR)
Cantidad: 1
Diámetro interno=23 mm
Espesor: 2 mm

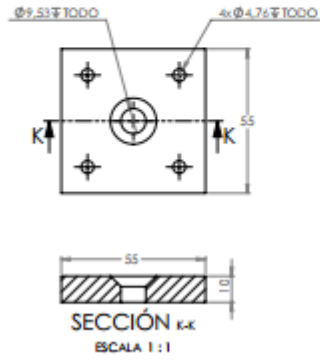
| | | |
|---------------------------------|---|-------------------|
| | ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA | |
| ESCALAS: | PROFESIS TRANSFERORAL | |
| | DISEÑADO POR: Andrés González, Sergio Guío, Evelin Usarroz | 2014/10/21 |
| FORMIGAS: | PRESENADO A: Prof. Diego Villegas | PL#8 |
| MEIDAS EN: MILIMETROS | RESORTE, PLATINA Y EMPAQUE | |






Acople Platina
Material:Aluminio



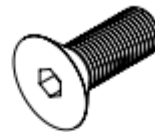
ABRAZADERA
Diámetro interno=30,4 mm



| | | |
|---|------------------------------|------------|
|  ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA | | |
| ESCALA:01 | PROFESIS TRANSFEMORAL | |
|  DISEÑADO POR: Andrés González, Sergio Gulo, Eduán Latorre | | 2014/10/21 |
|  FORMADO A: Prof. Diego Villegas | PL#9 | |
|  MEDIDAS EN: MILIMETROS | ACOPLES | |



PIN DE CHOQUE
Material: Acero 1020
Cantidad:1







TORNILLO DE SUJECION FEMUR-SOCKET
M 9,52X25,4 mm
Material:Acero Inoxidable
Cantidad:1



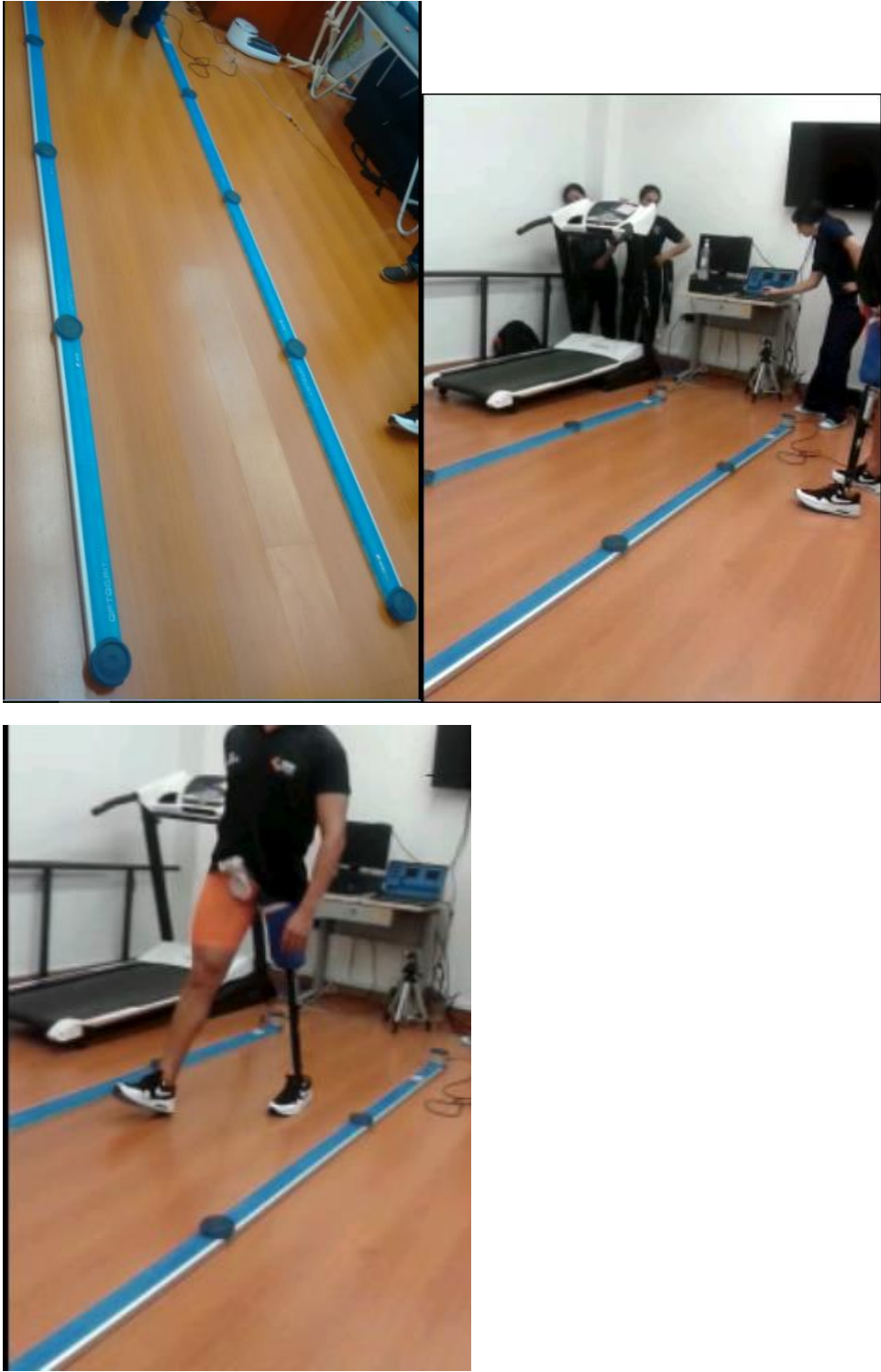
TORNILLO DE SUJECION PLATINA-SOCKET
M 6,35X25,4 mm
Material:Acero Inoxidable
Cantidad:4



TORNILLO PRISIONERO
M 4,26X38,1mm
Material: Acero Inoxidable
Cantidad:1

| | | |
|---|------------------------------|------------|
|  ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA | | |
| ESCALA:01 | PROFESIS TRANSFEMORAL | |
|  DISEÑADO POR: Andrés González, Sergio Gulo, Eduán Latorre | | 2014/10/21 |
|  FORMADO A: Prof. Diego Villegas | PL#10 | |
|  MEDIDAS EN: MILIMETROS | TORNILLERIA | |

Anexo C. Laboratorio de marcha.



Anexo D. Informe de resultados del análisis cinemático de la marcha.

Report HOYOS GUZMAN JERLEY

24/10/2016 06:29:11p.m.



WWW.OPTOGAIT.COM

GAIT TEST 24/10/2016 11:14:02 a.m.

Datos

Paciente

Apellido: HOYOS GUZMAN
 Nombre: JERLEY
 Fecha de nacimiento: 25/05/1983
 Sexo: M
 Peso [Kg]: 73,0
 Altura: 1.84
 Nota: Prótesis miembro inferior izquierdo

Datos del test

Peso de paciente [kg]: 73,0
 Tiempo efectivo: 00:15.66
 Tiempo total: 00:17.23

Datos del test

| # | Test.[s] | Stance phase[s] | % | Swing phase[s] | % | Single sup.[s] | % | Total Double Sup.[s] | % | Step Time[s] | Load Response[s] | % | Pre-Swing[s] | % | Paso[cm] | | | | | |
|----------------|----------|-----------------|------|----------------|-------|----------------|-------|----------------------|-------|--------------|------------------|------|--------------|-------|----------|-------|------|-------|-----|------|
| 2 | | 0,834 (58,4) | | | | 0,594 (41,8) | | 0,444 (31,2) | | 0,582 | 0,252 (17,7) | | 0,252 | | 53 | | | | | |
| 3 | | 0,792 (56,4) | | 0,504 (41,8) | | 0,383 (28,7) | | 0,409 (30,7) | | 0,546 | 0,192 (14,4) | | 0,217 (16,3) | | 64 | | | | | |
| 4 | | 0,931 (75,3) | | 0,383 (27,0) | | 0,542 (43,9) | | 0,389 (31,5) | | 0,575 | 0,217 (17,0) | | 0,172 (13,9) | | 57 | | | | | |
| 5 | | 0,718 (56,6) | | 0,542 (40,6) | | 0,365 (23,8) | | 0,413 (32,2) | | 0,739 | 0,172 (13,4) | | 0,241 (18,8) | | 63 | | | | | |
| 6 | | 0,985 | | 0,305 (24,7) | | 0,565 | | 0,420 | | 0,477 | 0,241 | | 0,179 | | 51 | | | | | |
| 7 | | 0,827 | | 0,565 (44,0) | | | | | | 0,806 | 0,179 | | | | 61 | | | | | |
| Time out 3,000 | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| Minimo | (#5) | 0,718 | | (#6) | 0,305 | (#5) | 0,305 | (#4) | 0,389 | (#6) | 0,477 | | (#5) | 0,172 | (#6) | 0,172 | (#6) | 51 | | |
| Máximo | (#2) | 1,038 | | (#3) | 0,594 | (#2) | 0,594 | (#2) | 0,444 | (#3) | 0,846 | | (#2) | 0,252 | (#1) | 0,252 | (#3) | 64 | | |
| Medio | | 0,875 | 64,4 | | 0,478 | 35,6 | | 0,478 | 34,5 | | 0,415 | 31,4 | | 0,674 | | 0,209 | 15,8 | 58 | | |
| Datos | | 0,114 | 9,0 | | 0,127 | 9,0 | | 0,127 | 9,0 | | 0,020 | 0,6 | | 0,140 | | 0,033 | 2,2 | 0,033 | 2,4 | 5 |
| CV | | 13,6% | | | 26,0% | | 26,6% | | 4,8% | | 32,1% | | | 15,8% | | 15,9% | | | | 5,3% |

| # | Stride[cm] | Velocidad[m/s] | Acel.[m/s ²] | Cadencia[steps/s] | Distancia [cm] | Contact Phase[s] | % | Foot flat[s] | % | Propulsive Phase[s] | % | | | | | |
|----------|------------|----------------|--------------------------|-------------------|----------------|------------------|------|--------------|------|---------------------|------|-------|-------|-------|-------|------|
| 2 | 88 | | | | 88 | 0,298 (35,7) | | 0,212 (25,4) | | 0,324 (39,9) | | | | | | |
| 3 | 117 | 0,82 | | 0,70 | 152 | 0,293 (48,0) | | 0,116 (14,6) | | 0,293 (37,0) | | | | | | |
| 4 | 121 | 0,85 | 0,01 | 0,70 | 209 | 0,260 (27,9) | | 0,059 (6,3) | | 0,612 (65,8) | | | | | | |
| 5 | 120 | 0,90 | 0,02 | 0,75 | 272 | 0,417 (58,1) | | 0,001 (0,1) | | 0,300 (41,8) | | | | | | |
| 6 | 114 | 0,92 | 0,01 | 0,81 | 323 | 0,219 (22,2) | | 0,137 (13,9) | | 0,629 (63,9) | | | | | | |
| 7 | 112 | 0,87 | -0,02 | 0,78 | 384 | 0,472 (57,1) | | 0,011 (1,3) | | 0,344 (41,8) | | | | | | |
| Time out | | | | | | | | | | | | | | | | |
| Minimo | (#2) | 88 | (#3) | 0,82 | (#7) | -0,02 | (#3) | 0,70 | (#2) | 0,179 | (#5) | 0,001 | (#3) | 0,293 | | |
| Máximo | (#4) | 121 | (#6) | 0,92 | (#5) | 0,02 | (#6) | 0,81 | (#7) | 0,472 | (#1) | 0,212 | (#2) | 0,695 | | |
| Medio | | 112 | | 0,87 | | 0,00 | | 0,75 | | 0,318 | 38,1 | | 0,160 | 11,1 | 0,457 | 50,9 |
| Datos | | 12 | | 0,94 | | 0,02 | | 0,85 | | 0,708 | 18,6 | | 0,079 | 9,0 | 0,179 | 13,9 |
| CV | | 10,9% | | 4,6% | | 0,9% | | 6,7% | | 14,0% | | | 79,6% | | 39,2% | |

Report HOYOS GUZMAN JERLEY

24/10/2016 06:29:20p.m.



WWW.OPTOGAIT.COM

GAIT TEST 24/10/2016 10:54:26 a.m.

Datos

Paciente

Apellido: HOYOS GUZMAN
Nombre: JERLEY
Fecha de naciemnt 25/05/1983
Sexo: M
Peso [Kg]: 73,0
Altura: 1.84
Nota: Prótesis miembro inferior izquierdo

Datos del test

Peso de paciente [kg]: 73,0
Tiempo efectivo: 00:16.24
Tiempo total: 00:17.81

Datos del test

| # | TESt.[s] | Stance phase[s] | % | Swing phase[s] | % | Single sup.[s] | % | Total Double Sup.[s] | % | Step Time[s] | Lead Response[s] | % | Pre-Swing[s] | % | Paso[cm] |
|----------|------------|-----------------|------------|----------------|------------|----------------|------------|----------------------|------------|--------------|------------------|------------|--------------|---------|----------|
| 2 | | 1,107 (77,6) | | | | 0,320 (22,6) | | 0,309 (28,2) | | 0,895 | 0,212 (15,0) | | 0,212 | | 48 |
| 3 | | 0,719 (50,5) | | 0,320 (22,4) | | 0,097 (48,1) | | 0,433 (29,9) | | 0,532 | 0,187 (12,9) | | 0,246 (17,0) | | 54 |
| 4 | | 0,773 (54,7) | | 0,097 (49,2) | | 0,318 (22,5) | | 0,455 (32,2) | | 0,884 | 0,246 (17,4) | | 0,209 (14,8) | | 50 |
| 5 | | 1,002 (76,1) | | 0,318 (22,0) | | 0,039 (45,0) | | 0,443 (31,2) | | 0,564 | 0,209 (14,7) | | 0,234 (16,5) | | 59 |
| 6 | | 0,843 | | 0,039 (48,2) | | 0,339 | | 0,504 | | 0,848 | 0,234 | | 0,278 | | 55 |
| 7 | | 1,162 | | 0,339 (23,9) | | | | | | 0,573 | 0,270 | | | | 49 |
| Time out | | 3,000 | | | | | | | | | | | | | |
| Minimo | (#2) | 0,719 | | (#5) 0,218 | | (#4) 0,318 | | (#2) 0,309 | | (#3) 0,532 | (#3) 0,187 | | (#2) 0,187 | | (#2) 48 |
| Maximo | (#7) 1,162 | | (#4) 0,097 | | (#3) 0,097 | | (#6) 0,504 | | (#2) 0,095 | (#7) 0,270 | | (#6) 0,270 | | (#5) 59 | |
| Medio | | 0,974 (70,5) | | 0,483 (32,5) | | 0,463 (34,6) | | 0,447 (30,4) | | 0,716 | 0,226 (15,0) | | 0,226 (15,4) | | 53 |
| Datos | | 0,188 | 13,5 | 0,109 | 13,5 | 0,189 | 13,9 | 0,038 | 1,7 | 0,178 | 0,030 | 1,9 | 0,030 | 1,7 | 4 |
| CV | | 19,3% | | 40,8% | | 40,8% | | 8,5% | | 24,6% | | 13,3% | | 13,3% | 8,0% |

| # | Stride[cm] | Velocidad[m/s] | Acel.[m/s²] | Cadence[step/s] | Distancia [cm] | Contact Phase[s] | % | Foot flat[s] | % | Propulsive Phase[s] | % | |
|----------|------------|----------------|-------------|-----------------|----------------|------------------|------|--------------|------|---------------------|------|-------|
| 2 | 99 | | | | 99 | 0,476 (42,0) | | 0,406 (36,7) | | 0,225 (20,3) | | |
| 3 | 102 | 0,71 | | 0,70 | 153 | 0,173 (15,3) | | 0,096 (8,1) | | 0,267 (23,8) | | |
| 4 | 104 | 0,73 | 0,01 | 0,71 | 203 | 0,402 (32,0) | | 0,139 (18,0) | | 0,232 (30,0) | | |
| 5 | 109 | 0,75 | 0,01 | 0,69 | 262 | 0,169 (16,0) | | 0,175 (16,2) | | 0,726 (66,2) | | |
| 6 | 114 | 0,81 | 0,02 | 0,71 | 317 | 0,468 (37,0) | | 0,066 (8,7) | | 0,349 (41,4) | | |
| 7 | 104 | 0,73 | -0,03 | 0,70 | 366 | 0,292 (25,1) | | 0,069 (52,4) | | 0,261 (22,5) | | |
| Time out | | | | | | | | | | | | |
| Minimo | (#2) 99 | (#3) 0,71 | (#7) -0,03 | (#5) 0,69 | (#7) 366 | (#5) 0,169 | | (#6) 0,066 | | (#2) 0,219 | | |
| Maximo | (#6) 114 | (#8) 0,81 | (#6) 0,02 | (#6) 0,71 | (#4) 203 | (#4) 0,402 | | (#3) 0,096 | | (#8) 0,726 | | |
| Medio | | 0,75 | 0,00 | 0,70 | | 0,343 (27,9) | | 0,363 (28,3) | | 0,327 (33,8) | | |
| Datos | | 5 | 0,04 | 0,02 | 0,01 | 0,134 | 18,8 | 0,267 | 22,2 | 0,186 | 16,7 | |
| CV | | 5,1% | | 5,3% | 100,0% | 1,4% | | 39,1% | | 88,1% | | 56,9% |

Report HOYOS GUZMAN JERLEY

24/10/2016 06:29:33p.m.



WWW.OPTOGAIT.COM

GAIT TEST 24/10/2016 10:47:59 a.m.

Datos

Paciente

Apellido: HOYOS GUZMAN
Nombre: JERLEY
Fecha de nacimiento: 25/05/1983
Sexo: M
Peso [Kg]: 73,0
Altura: 1.84
Nota: Prótesis miembro inferior izquierdo

Datos del test

Peso de paciente [kg]: 73,0
Tiempo efectivo: 00:15:75
Tiempo total: 00:17:26

Datos del test

| # | TEst [s] | Stance phase[s] | % | Swing phase[s] | % | Single sup [s] | % | Total Double Sup [s] | % | Step Time[s] | Load Response[s] | % | Pre-Swing[s] | % | Paso[cm] |
|---|----------|-----------------|--------|----------------|--------|----------------|--------|----------------------|--------|--------------|------------------|--------|--------------|--------|----------|
| | | 1,014 | (73,3) | | | | | | | | | | | | |
| 2 | | 0,735 | (57,7) | | | 0,370 | (29,1) | 0,365 | (28,7) | 0,834 | 0,180 | (14,1) | 0,185 | (14,5) | 66 |
| 3 | | 0,882 | (68,1) | 0,370 | (28,7) | 0,538 | (41,5) | 0,344 | (26,5) | 0,550 | 0,185 | (14,3) | 0,159 | (12,3) | 55 |
| 4 | | 0,758 | (58,0) | 0,538 | (42,3) | 0,414 | (31,7) | 0,344 | (26,3) | 0,723 | 0,159 | (12,2) | 0,185 | (14,1) | 73 |
| 5 | | 0,898 | (70,8) | 0,414 | (31,9) | 0,550 | (43,4) | 0,348 | (27,4) | 0,573 | 0,185 | (14,6) | 0,163 | (12,9) | 55 |
| 6 | | 0,729 | (56,6) | 0,550 | (42,0) | 0,370 | | 0,399 | | 0,735 | 0,163 | | 0,196 | | 71 |
| 7 | | 1,010 | | 0,370 | (29,2) | | | | | 0,533 | 0,196 | | | | 36 |
| | Time out | 3,000 | | | | | | | | | | | | | |
| | Mínimo | (#6) 0,729 | | (#3) 0,370 | | (#2) 0,370 | | (#3) 0,344 | | (#7) 0,533 | (#4) 0,159 | | (#3) 0,159 | | (#7) 36 |
| | Máximo | (#1) 1,014 | | (#6) 0,550 | | (#5) 0,550 | | (#2) 0,365 | | (#2) 0,834 | (#7) 0,196 | | (#6) 0,196 | | (#4) 73 |
| | Medio | 0,861 | 65,6 | 0,448 | 34,4 | 0,448 | 36,4 | 0,352 | 27,2 | 0,658 | 0,178 | 13,8 | 0,178 | 13,4 | 59 |
| | Datos | 0,123 | 7,3 | 0,089 | 7,3 | 0,089 | 7,1 | 0,010 | 1,1 | 0,123 | 0,014 | 1,1 | 0,014 | 1,1 | 14 |
| | CV | 14,3% | | 19,9% | | 19,9% | | 2,8% | | 18,7% | 7,9% | | 7,9% | | 23,3% |

| # | Stride[cm] | Velocidad[m/s] | Accl [m/s²] | Cadence[step/s] | Distancia [cm] | Contact Phase[s] | % | Foot flat[s] | % | Propulsive Phase[s] | % |
|---|------------|----------------|-------------|-----------------|----------------|------------------|------------|--------------|--------|---------------------|--------|
| | | | | | | 0,338 | (33,3) | 0,113 | (11,1) | 0,563 | (55,6) |
| 2 | 110 | | | | 110 | 0,461 | (62,7) | 0,010 | (1,4) | 0,264 | (35,9) |
| 3 | 121 | 0,87 | | 0,72 | 165 | 0,175 | (19,8) | 0,140 | (15,9) | 0,567 | (64,3) |
| 4 | 128 | 1,01 | 0,05 | 0,79 | 238 | 0,452 | (59,6) | 0,002 | (0,3) | 0,304 | (40,1) |
| 5 | 128 | 0,99 | -0,01 | 0,77 | 293 | 0,176 | (19,6) | 0,150 | (16,7) | 0,572 | (63,7) |
| 6 | 126 | 0,96 | -0,01 | 0,76 | 364 | 0,473 | (64,9) | 0,005 | (0,7) | 0,251 | (34,4) |
| 7 | 107 | 0,84 | -0,05 | 0,79 | 400 | 0,078 | (7,7) | 0,851 | (84,3) | 0,081 | (8,0) |
| | Time out | | | | | | | | | | |
| | Mínimo | (#7) 107 | (#7) 0,84 | (#7) -0,05 | (#3) 0,72 | (#7) 0,078 | | (#4) 0,002 | | (#7) 0,081 | |
| | Máximo | (#4) 128 | (#4) 1,01 | (#4) 0,05 | (#7) 0,79 | (#7) 400 | (#6) 0,473 | (#7) 0,851 | | (#5) 0,572 | |
| | Medio | 120 | 0,93 | 0,00 | 0,77 | 0,308 | 38,2 | 0,182 | 18,6 | 0,372 | 43,1 |
| | Datos | 9 | 0,07 | 0,04 | 0,03 | 0,163 | 23,8 | 0,302 | 29,8 | 0,196 | 20,0 |
| | CV | 7,8% | 7,5% | 300,0% | 3,9% | 52,9% | | 165,9% | | 52,7% | |

UNIVERSIDAD DE SANTANDER – UDES
PROGRAMA DE FISIOTERAPIA
INFORME DE VALORACIÓN DE LA MARCHA

FECHA: Octubre 26 de 2016

Report HOYOS-GUZMAN JERLEY

24/10/2016 08:28:13 a.m.

OPTOGAIT
WWW.OPTOGAIT.COM

GAIT TEST 24/10/2016 10:47:59 a.m.

Datos

| Paciente | | Datos del test | |
|----------------------|-------------------------------------|------------------------|----------|
| Apellido: | HOYOS-GUZMAN | Peso de paciente (kg): | 73.8 |
| Nombre: | JERLEY | Tiempo efectivo: | 08:15.75 |
| Fecha de nacimiento: | 28/05/1983 | Tiempo total: | 08:17.26 |
| Sexo: | M | | |
| Peso (kg): | 73.8 | | |
| Altura: | 1.84 | | |
| Nota: | Prótesis miembro inferior izquierdo | | |

PROCEDIMIENTO:

Se realizaron mediciones de parámetros espacio temporales de la marcha en 3 momentos, de los cuales la valoración inicial (V1) corresponde a la evaluación de la marcha con prótesis policéntrica con resorte ajustable que es la prótesis habitual del paciente; y las valoraciones V2 y V3 corresponden a las realizadas con prótesis monocéntrica con retorno por muelle elaborada por los estudiantes de la Universidad Industrial de Santander.

RESULTADOS OBTENIDOS CON EL EQUIPO OPTOGAIT:

En la tabla adjunta, se observan los valores obtenidos para cada uno de los parámetros temporales y espaciales evaluados con el fin de comparar el patrón de marcha del paciente con el uso de la prótesis habitual (V1) y el patrón de marcha con el uso de la prótesis fabricada por los estudiantes de la Universidad Industrial de Santander en dos momentos de medición que corresponden al momento inicial de cambio de la prótesis (V2) y al minuto 20 después de usar la nueva prótesis durante un periodo de tiempo continuo (V3).

| Parámetros de la marcha | Parámetros evaluados | V1* | V2** | V3*** |
|-------------------------|------------------------|-------|-------|-------|
| Parámetros temporales | Periodo de Apoyo | 65.8% | 67.5% | 64.4% |
| | Periodo de Balanceo | 34.4% | 32.5% | 35.6% |
| | Velocidad | 0.93 | 0.75 | 0.87 |
| | Aceleración | 0.00 | 0.00 | 0.00 |
| | Cadencia | 0.77 | 0.70 | 0.75 |
| Parámetros espaciales | Longitud de paso corto | 59 | 53 | 58 |
| | Longitud de paso largo | 120 | 105 | 112 |

*V1: Valoración con uso de prótesis poliábrica con resorte ajustable

**V2: Valoración con uso de prótesis monocéntrica con retorno por muelle posterior al cambio de prótesis

***V3: Valoración con uso de prótesis monocéntrica con retorno por muelle en el minuto 20 después del cambio de prótesis

ANÁLISIS DE RESULTADOS:

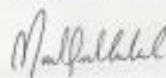
Según los resultados obtenidos, al realizar el cambio de la prótesis habitual del paciente por la prótesis monocéntrica con retorno por muelle se evidencia disminución de las medidas de velocidad y cadencia de la marcha, así como disminución en la longitud de paso corto y largo; con aumento del periodo de apoyo del ciclo de la marcha y disminución de la fase de balanceo; lo anterior, posiblemente debido a la necesidad de ajuste del cuerpo a la nueva prótesis y al cambio en la información propioceptiva derivada de la utilización del nuevo dispositivo. Posteriormente tras el uso continuo de la prótesis monocéntrica con retorno por muelle se observa una mejoría significativa del patrón de marcha en comparación con la marcha habitual del paciente, encontrándose valores similares en todos los parámetros evaluados, lo que indica que las alteraciones de los valores iniciales pueden ser resueltas y es posible llegar al patrón de marcha habitual del paciente después de un periodo de uso continuo y adaptación a la nueva prótesis. Cabe resaltar que se mantuvo una aceleración de 0.00 lo que indica que no presentaron cambios de velocidad siendo favorable el desarrollo de una marcha continua y segura en los momentos de evaluación.

Atentamente,



MARTHA LILIANA HIJUELOS CARDENAS

Vicedecana Facultad de Ciencias de la Salud
Directora Programa de Fisioterapia
Universidad de Santander



MARTHA PATRICIA CABRALES GUZMAN

Docente Programa Fisioterapia
Universidad de Santander

