

DISEÑO, CONSTRUCCIÓN Y PRUEBAS A UNA PROTESIS TRANSTIBIAL

TRABAJO DE GRADO REALIZADO POR

CRISTIAN JULIAN CARVAJAL NAVIA  
DIEGO CAMILO RODRIGUEZ MONCAYO

UNIVERSIDAD TECNOLOGICA DE PEREIRA

INGENIERIA MECANICA

PEREIRA

2019

DISEÑO, CONSTRUCCIÓN Y PRUEBAS A UNA PROTESIS TRANSTIBIAL

CRISTIAN JULIAN CARVAJAL NAVIA  
DIEGO CAMILO RODRIGUEZ MONCAYO

TRABAJO DE GRADO PARA OPTAR POR EL TITULO DE INGENIERO MECÁNICO

DIRECTOR  
HECTOR FABIO QUINTERO RIAZA

UNIVERSIDAD TECNOLOGICA DE PEREIRA  
INGENIERIA MECANICA  
PEREIRA  
2019

## TABAL DE CONTENIDO

<b>RESUMEN</b> .....	<b>5</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>6</b>
<b>1 DESCRIPCION DEL PROYECTO</b> .....	<b>7</b>
INTRODUCCIÓN.....	7
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	7
1.1    OBJETIVOS.....	10
1.2    1.3.1    OBJETIVO GENERAL .....	10
1.3    1.3.2    OBJETIVOS ESPECIFICOS .....	10
<b>2 ESTUDIO COMPUTACIONAL DE LA MARCHA EN PACIENTES AMPUTADOS</b> .....	<b>11</b>
HERRAMIENTA COMPUTACIONALES Y MONTAJE .....	11
2.1    EVALUACION DE LOS CASOS .....	13
2.2    ESCALA FUNCIONAL DE LA MARCHA .....	15
2.3    CONCLUSION DEL ESTUDIO A.P.A.S.....	16
2.4    PARAMETROS DE FUNCIONAMIENTO .....	18
2.5    CONDICIONES ANATÓMICAS .....	21
2.6    2.6.1    ENFERMEDAD DE OSGOOD-SCHLATTER .....	22
2.6    2.6.2    RODILLAS EN PARENTESIS O GENU VARO .....	22
2.6    2.6.3    RODILLAS EN X O GENU VAGO .....	22
2.7    2.6.4    DISPLACIA DE CADERA.....	23
2.6    2.6.5    ENFERMEDAD DE BLOUNT .....	25
PARAMETROS DE DISEÑO .....	25
2.7.1    CENTRO DE MASA.....	26
2.7.2    TIBIA ARTIFICIAL .....	28
2.8    2.7.3    MOVIMIENTO DE LA ARTICULACIÓN DEL TOBILLO .....	29
2.7.4    LA MARCHA .....	30
2.7.5    COMODIDAD DEL SOCKET .....	33
NIVEL DE AMPUTACIÓN.....	35
<b>3 IDENTIFICACIÓN DE LAS FUERZAS QUE ACTÚAN SOBRE EL PIE</b> .....	<b>37</b>
<b>4 DISEÑO DE PRÓTESIS</b> .....	<b>41</b>

	DISEÑO DE TOBILLO .....	41
	DISEÑO DE LA PLANTILLA.....	43
	CONJUNTO ANILLO PLANTILLA .....	44
	SELECCIÓN DEL MATERIAL.....	45
4.1	<b>5 SELECCIÓN DEL MALLADO Y DENSIDAD EN LA IMRESÓN 3D.....</b>	<b>49</b>
4.2	ANILLO ELÍPTICO .....	49
4.3	PLANTILLA .....	50
4.4		
<b>6</b>	<b>ESTUDIO ESTÁTICO DEL DISEÑO .....</b>	<b>52</b>
5.1	ESTUDIO ESTÁTICO SOBRE EL ANILLO ELÍPTICO .....	52
5.2	ANÁLISIS ESTÁTICO SOBRE LA PLANTILLA .....	53
6.1	ANÁLISIS ESTÁTICO DEL ENSAMBEL O CONJUNTO.....	55
6.2	<b>7 PRUEBAS MECÁNICAS .....</b>	<b>58</b>
6.3	ENSAYO MECANICO A COMPRESION ANILLO DENSIDAD 70.....	59
7.1	ENSAYO MECÁNICO A COMPRESIÓN EN EL ANILLO CON DENSIDAD 100 .....	60
7.2	ENSAYO MECÁNICO A COMPRESIÓN PLANTILLA DENSIDAD 70 MALLA	
7.3	TRANSVERSAL.....	62
7.4	ENSAYO MECANICO A COMPRESION PLANTILLA DENSIDAD 70 MALLA	
	LONGITUDINAL .....	63
<b>8</b>	<b>ANÁLISIS DE RESULTADOS Y DISCUSIONES .....</b>	<b>65</b>
8.1	ANÁLISIS PARA EL ANILLO ELÍPTICO: .....	65
8.2	ANÁLISIS PARA LAS PLANTILLAS .....	66
<b>9</b>	<b>CONCLUSIONES.....</b>	<b>69</b>
	<b>RECOMENDACIONES .....</b>	<b>71</b>
	<b>BIBLIOGRAFIA .....</b>	<b>73</b>
	<b>ANEXOS .....</b>	<b>75</b>

## INDICE DE FIGURAS

Figura 1. Montaje técnico para la prueba de marcha [2].....	12
Figura 2. Posición de sensores sobre el cuerpo humano [2].....	13
Figura 3. Movimiento basculante en caderas .....	24
Figura 4. Porcentaje de masa en las extremidades del cuerpo [13]. .....	27
Figura 5. Movimiento de dorsiflexión [13].....	30
Figura 6. Ciclo de marcha [13].....	30
Figura 7. Longitud de paso [13]. .....	31
Figura 8. Fuerzas de impulso [13].....	32
Figura 9. Grafica fuerza según el peso [11]. .....	33
Figura 10. Socket pierna [12].....	34
Figura 11. Corte nivel de amputación [11].....	35
Figura 12. Contacto del pie al realizar la marcha [11].....	37
Figura 13. Diagrama de componentes de la fuerza para el Caso 1 [Autores].....	38
Figura 14. Diagrama de componentes de la fuerza para el Caso 2 [Autores].....	39
Figura 15. Anillo elíptico [Autores].....	42
Figura 16. Plantilla [Autores].....	43
Figura 17. Cambio de altura corporal al realizar la marcha [Autores]. .....	44
Figura 18. Ensamble del conjunto anillo plantilla [Autores]. .....	45
Figura 19. Impresión del anillo elíptico [Autores]. .....	50
Figura 20. Plantilla con impresión longitudinal [Autores].....	51
Figura 21. Plantilla con impresión transversal [Autores]. .....	51
Figura 22. Estudio estático sobre el anillo elíptico [Autores].....	53
Figura 23. Estudio estático plantilla con deformación en el eje "y" [Autores]. .....	54
Figura 24. Estudio estático plantilla con deformación en el eje "x" [Autores]. .....	54
Figura 25. Estudio estático conjunto con deformación en el eje "y" [Autores].....	55
Figura 26. Estudio estático plantilla con deformación en el eje "x" [Autores]. .....	56
Figura 27. Estudio estático plantilla con deformación en el eje "z" [Autores]. .....	57
Figura 28. Maquina universal ZD 40 WPM Leipzig [Autores].....	58
Figura 29. Ensayo a compresión anillo elíptico densidad 70 [Autores]. .....	59
Figura 30. Gráfica Fuerza vs carrera Anillo densidad 70 [Autores]. .....	60
Figura 31. Ensayo a compresión anillo elíptico densidad 100 [Autores]. .....	61
Figura 32. Gráfica Fuerza vs carrera densidad 100 anillo [Autores]. .....	61
Figura 33. Ensayo a compresión plantilla mallado transversal [Autores].....	62
Figura 34. Gráfica Fuerza vs carrera plantilla mallado transversal [Autores]. .....	63
Figura 35. Ensayo a compresión plantilla mallado longitudinal [Autores].....	63
Figura 36. Ruptura de la plantilla mallada longitudinal [Autores]. .....	64
Figura 37. Gráfica Fuerza vs carrera plantilla mallado longitudinal [Autores].....	64

## INDICE DE TABLAS

Tabla 1. Evaluación de los individuos llamados Casos [2] .....	14
Tabla 2. Conclusión del estudio de los Casos [2] .....	17
Tabla 3. Estadísticas de medidas para miembros del Ejército Nacional [Autores] .....	21
Tabla 4. Centro de masa para componentes de la extremidad [13].....	27
Tabla 5. Dimensiones y masa de la extremidad [13].....	29
Tabla 6. Pasos ciclo de marcha [13].....	31
Tabla 7. Datos de los materiales opcionales de trabajo [Autores]. .....	46
Tabla 8. Datos de deformación obtenidos en software [Autores].....	57
Tabla 9. Datos de Fuerza y Deformación obtenidos en ensayo y software [Autores].....	65

# DISEÑO, CONSTRUCCIÓN Y PRUEBAS A UNA PROTESIS TRANSTIBIAL

## RESUMEN

En este documento se realiza un estudio de factores que intervienen en el diseño y construcción de una prótesis transtibial con los cuales se va a realizar pruebas mecánicas para determinar la fiabilidad del diseño y la reducción de costos en producción de esta pieza. Se analiza algunos materiales que se pueden utilizar para este proyecto y también de las técnicas de manufactura usadas para crear piezas en plástico.

Se realiza un diseño y se selecciona un solo material para crearlo; posteriormente se realiza la prueba mecánica de compresión y se determinan las propiedades del material. Con esto se pretende comprobar las características que necesita el material para cumplir con las condiciones de ser usado en la producción de prótesis.

Se analiza el comportamiento del material a partir del uso de graficas esfuerzo vs deformación para determinar las propiedades mecánicas del material y, posteriormente, compararlas con las que se obtuvieron con el uso de software. De acuerdo con los ensayos, se obtuvieron buenos resultados en el comportamiento real del material; se concluye que es una excelente opción si se desea empezar la producir prótesis con materiales más económicos e igual de eficientes.

## ABSTRACT

This document carries out a study of factors involved in the design and construction of a transtibial prosthesis with which mechanical tests will be carried out to determine the reliability of the design and the reduction of costs in production of this piece. We analyze some materials that can be used for this project and also the manufacturing techniques used to create plastic parts.

A design is made and a single material is selected to create it; Then the mechanical compression test is carried out and the properties of the material are determined. This is intended to check the characteristics that the material needs to meet the conditions of being used in the production of prostheses.

It analyzes the behavior of the material from the use of graphics effort vs. deformation to determine the mechanical properties of the material and then compared with those that were obtained with the use of software. According to the trials, good results were obtained in the actual behavior of the material; It is concluded that it is an excellent option if you want to start producing prostheses with more economical and equally efficient materials.

# CAPÍTULO 1

## 1 DESCRIPCIÓN DEL PROYECTO

### INTRODUCCIÓN

Enfocando el desarrollo de los mecanismos y la facilidad de aplicación de estos conceptos en los aspectos humanos, se relacionan los principios de la ingeniería mecánica con los problemas biológicos del ser humano, basando el estudio en datos científicos y de desarrollo por parte del área de biomedicina. Con este estudio se aportan beneficios al área de la salud al plantear un estudio de funcionamiento, costos y rediseño de prótesis transtibial, con la finalidad de desarrollar un modelo de prótesis tibial centrado en el desempeño físico restringido por problemas anatómicos, con materiales de calidad, mayor longevidad, de fácil asequibilidad y a bajo costo; otorgando a la persona discapacitada una percepción total de buen aspecto y parcial recuperación de la movilidad de la extremidad inferior faltante, siendo este el aspecto psicológico más importante en las personas afectadas.

El trabajo se fundamenta en el desarrollo y elaboración de un nuevo modelo de prótesis, enfatizando desde varios puntos de vista la viabilidad que tiene como proyecto, buscando nuevas posibles mejoras en los diseños ya existentes según análisis mecánicos y pruebas de desempeño para la implementación de un prototipo de prótesis que cumpla con los requerimientos mecánicos y fisiológicos de la persona y así lograr mejorar la calidad de vida de estos usuarios.

### PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El desarrollo de los modelos de prótesis ha ido evolucionando a la par del progreso tecnológico del ser humano, con el fin de brindar mejor calidad de vida. La ciencia ha ido mostrando avances en la creación de prótesis más cómodas y funcionales. La tendencia es

permitir mayor movilidad, estabilidad, y utilización de materiales livianos para mejorar la calidad de vida de quienes han perdido alguna extremidad o han nacido sin ella, [6].

Dentro del mercado se encuentra diferentes tipos de prótesis disponibles para el usuario, estas pueden ser enfocadas a la parte estética, la parte funcional; estas últimas dirigidas para el uso en procesos de recuperación de traumas o pérdidas parciales o totales de la extremidad. Estudios hechos por el DANE en el 2005 de los 41.242.948 habitantes que tenía Colombia, 2.632.255 tenían algún tipo de incapacidad indistintamente de su origen, esto equivale al 6.4% de la población y de estos 770.128 tienen 14 limitaciones para caminar esto equivale al 29.3% de la población, [9]. Otras prótesis de gran avance tecnológico y de alto costo son utilizadas para simular mecánicamente extremidades que sirven para desarrollar teorías de funcionamiento o con fines didáctico-científicos en el estudio de la anatomía humana. El desarrollo y utilización de estos elementos es muy importante como lo menciona Michael McLooughlin que considera que el diseño de una prótesis no puede hacer absolutamente todos los movimientos de la mano, pero si puede controlar el movimiento de los dedos, con esto afirmando que el diseño está muy cerca de la destreza humana, [5].

En la busca de la mejor opción y selección en cuanto a materiales se refiere sin realizar un detrimento a la calidad. Según el CENTRO INTEGRAL DE REABILITACION DE COLOMBIA conocido por sus siglas CIREC, los materiales de uso para la creación de las prótesis pueden ser modulares, convencionales o polipropilenos y según la selección, hay un rango de costos, [7].

A pesar de los diferentes modelos y existencia de gran variedad de prótesis, la estandarización de estos productos tiene poco margen de flexibilidad a la hora de enfrentarse a los cambios físicos de las personas en el transcurso de su vida. Un ejemplo de esto es el entrar a condiciones de obesidad, cambio en la talla, también el proceso de crecimiento lo que varía cualquier cantidad de parámetros que se tomen como referencia

para un diseño. En la literatura se hacen ver como parámetros ejemplos como promedios de edad de 26,44 años, talla 168,5 cm, y peso 66,29 kg; estos nombrados son unos pocos en la lista de cantidad de parámetros identificables para iniciar un proceso de diseño, [14]. Estos tipos de cambio, más los costos de adquisición de las prótesis que utilizan las personas con ausencia de extremidades, hacen que este producto sea complicado de adquirir, y en caso de tenerlo es aún más complicado poder tener un bienestar y seguridad del paciente debido a que no se ajustan totalmente a la necesidad de ellos. Por falta de información sobre el uso adecuado y tiempo necesario de asimilación y manejo de la prótesis, se tendría una grave alerta médica si las condiciones no cumplen con la necesidad del usuario, logrando de esta manera, no cumplir con la intención de facilitar el desempeño diario a los pacientes que usan este tipo de elementos.

La gravedad de las consecuencias de lo anterior es que se ve la necesidad de crear un prototipo de prótesis transtibial con características bajo las normas establecidas por el Ministerio de Salud y Protección Social. El Ministerio establece los requisitos sanitarios que deben cumplir los establecimientos que elaboran y adaptan dispositivos médicos sobre medida de tecnología ortopédica externa ubicados en el territorio nacional, [1], con parámetros que sean flexibles a los cambios físicos y que además cumplan con las condiciones óptimas para la salud, satisfacción, expectativas y rango de costos disponibles en el proceso de fabricación, diseño y preferencia del paciente.

## OBJETIVOS

### 1.3.1 OBJETIVO GENERAL

1.3 Diseñar, construir y realizar pruebas en un prototipo de una prótesis tibial, basado en un diseño computacional, identificando los materiales a utilizar, para aumentar su tiempo de uso y la comodidad de los usuarios.

### 1.3.2 OBJETIVOS ESPECIFICOS

- Análisis estadístico del comportamiento cinético-mecánico de la extremidad real para poderlo replicar en la prótesis.
- Diseño óptimo de prótesis transtibial.
- Selección de material y simulación computacional.
- Fabricar prototipo físico con el fin de realizar pruebas acordes con las normativas vigentes.
- Mostrar resultados de la prueba y discutir la confiabilidad y viabilidad del nuevo diseño.

## CAPITULO 2

### 2 ESTUDIO COMPUTACIONAL DE LA MARCHA EN PACIENTES AMPUTADOS

En el estudio realizado por Martha Cecilia Zuluaga, asistente de la línea de investigación en Ejercicio Físico y Desarrollo Humano, en colaboración con el servicio de Fisioterapia del Hospital Militar Central de Bogotá, muestran aspectos importantes en los que fundamenta la marcha en pacientes que sufrieron amputación. El estudio fue realizado en el Laboratorio de Análisis de Movimiento del Instituto Franklin Delano Roosevelt. El estudio muestra información que es utilizada por los autores para plantear el diseño o mejora de los componentes usados en la creación de prótesis, [2].

El estudio fue realizado a 4 individuos pertenecientes al EJERCITO NACIONAL DE COLOMBIA con un margen de edad de 25 +/- 10 años, dos de ellos con amputación transfemoral y los otros dos con sus extremidades completamente saludables y en óptimas condiciones de funcionamiento. Los autores utilizaron el estudio para el caso de la amputación transtibial con el argumento que estas dos condiciones físicas restringen de la misma manera el movimiento natural de la extremidad, entonces es válido recopilar el estudio computacional de la marcha en pacientes amputados como información base para los siguientes planteamientos.

2.1

#### HERRAMIENTA COMPUTACIONALES Y MONTAJE

En el estudio realizado en el servicio de Fisioterapia del Hospital Militar Central de Bogotá el software usado es llamado ARIEL PERFORMANCE ANALYSIS SYSTEM (APAS) que como su nombre lo indica, estudia parámetros de movimiento.

En el estudio se describe el montaje en el cual se utilizan varias cámaras alrededor del paciente y a lo largo de la pista, los supervisores de la prueba ordenan al paciente caminar de manera natural por toda la longitud de la pista la cual tiene una longitud de 15 m como longitud máxima, simulando diferentes terrenos que pueden presentarse de manera cotidiana en la naturaleza, tal como se muestra en la Figura 1.

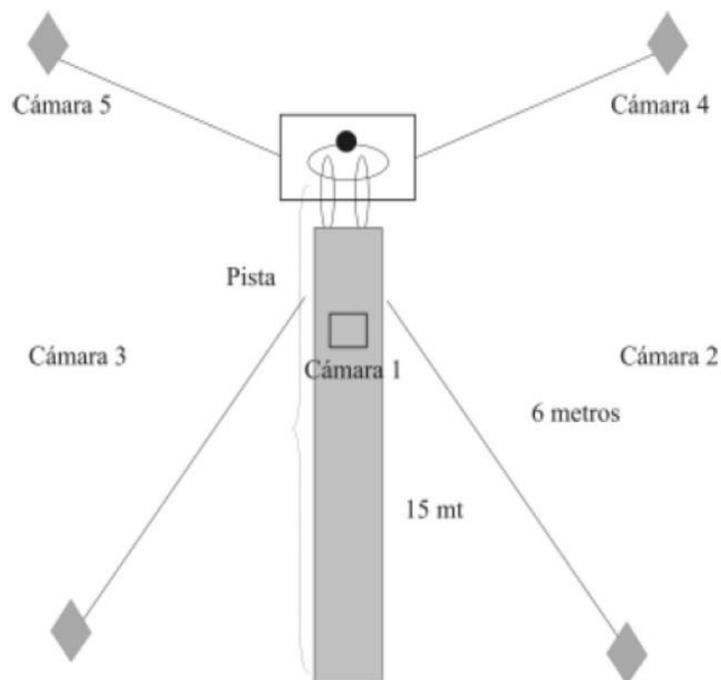


Figura 1. Montaje técnico para la prueba de marcha [2]

Este montaje más el uso de sensores corporales, les permitió a los investigadores la recopilación de información que fue enviada al programa A.P.A.S. que asimila la información de acuerdo con los parámetros ingresados, como determinación de variables cinemáticas de la marcha, desplazamiento angular de las articulaciones de los miembros inferiores en los diferentes planos y posiciones de la extremidad, la cadencia de los movimientos, la longitud del paso, la longitud de la zancada, el ancho del paso, el consumo de energía en el desplazamiento y el tiempo de duración del ciclo de marcha, ver Figura 2. Con los parámetros recolectados por los encargados del estudio, compararon las gráficas presentes para los dos casos, que permitan identificar los criterios de evaluación para la posible selección de un diseño de prótesis a utilizar.

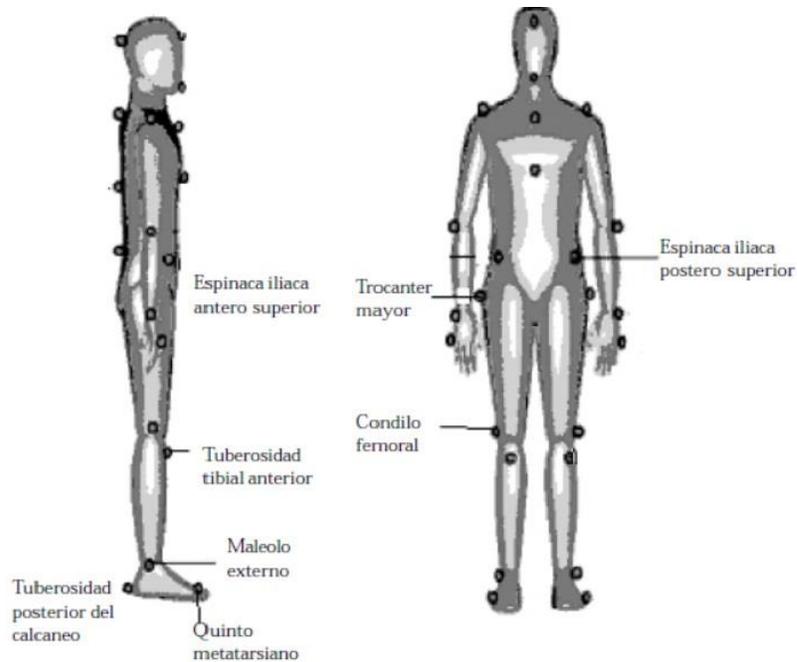


Figura 2. Posición de sensores sobre el cuerpo humano [2]

## 2.2 EVALUACION DE LOS CASOS

Con los individuos afectados previamente identificados como Casos I y II listos para realizar la prueba, los encargados del estudio diagnosticaron todas las condiciones con ayuda de la opinión de dos Fisioterapeutas; información que les permitió plantear una cantidad de ideas y anticipar algunos posibles resultados.

En la Tabla 1 los encargados del estudio muestran la evaluación previa de los pacientes, esta evaluación brinda información que caracterizará a los pacientes; facilitando a los encargados del estudio asignar nombres a los pacientes, estos fueron llamados como caso, para llevar de forma ordenada y comparativa la información recolectada.

La Tabla muestra la condición real de la persona al realizar la prueba.

Tabla 1. Evaluación de los individuos llamados Casos [2]

Caso 1	Caso 2
Posición bípeda: leve deficiencia de reacciones de equilibrio hacia el lado izquierdo.	Presento reacciones de equilibrio normales en todas las direcciones
Su escala funcional de marcha es 9; significa que requiere ayuda mínima para correr, escalar, subir o bajar escalones, especialmente por seguridad	Su escala funcional de marcha es 9; significa que requiere alguna ayuda mínima para correr, escalar, subir o bajar escalones
En las articulaciones, la flexibilidad es normal, el miembro inferior derecho tiene arcos de movilidad completos, realiza recurvatum de la rodilla hasta 4 grados	En las articulaciones la flexibilidad es normal. La movilidad articular en el miembro inferior derecho e izquierdo esta entre los rangos de normalidad para cada articulación.
Su fuerza en los músculos de la cadera de ambos miembros inferiores se encontró en 4/5, segundos el examen muscular manual	La fuerza a nivel de los músculos de las caderas de los miembros inferiores es en 4/5, según el examen muscular manual
Presento signo de Thomas positivo izquierdo de 12 grados, que significa una retracción moderada del Psoas iliaco, una retracción leve de isquiotibiales de 20° del miembro inferior derecho, sin otros signos semiológicos. No hay discrepancia en la longitud de miembros inferiores usando la prótesis, la anteversión femoral derecha es de 20°	Signo de Thomas izquierdo positivo de 12 grados moderado. Hay una discrepancia de longitud de 1 cm del miembro inferior izquierdo respecto al derecho. El perfil torsional del miembro inferior derecha es normal

Los encargados del estudio han clasificado los casos bajo el criterio de posturas al ejecutar la acción de caminar, longitud de zancada, tiempo parcial de cada marcha, siendo la marcha el equivalente a dos pasos y tiempo total para el recorrido; en este caso en particular la calidad de la marcha medida en la huella dejada en la superficie de la pista asignada para la prueba.

## ESCALA FUNCIONAL DE LA MARCHA

Los encargados del estudio dieron a conocer una escala donde se puede asignar la fase que mejor describa la habilidad del usuario durante la acción de marcha. Esta escala contempla el uso de otros elementos que asistan en el momento de caminar, elementos como: caminadores, muletas, bastones y otros.

Los resultados muestran condiciones, las cuales hablan sobre el desempeño del paciente al ejecutar la marcha, siendo la primera condición la más complicada y la última la condición más favorable para el usuario. Las condiciones se muestran a continuación:

1. No puede dar ningún paso en absoluto.
2. Puede dar algunos pasos con la ayuda de otra persona. No soporta el peso completo en sus pies. No camina en su rutina diaria.
3. Camina como ejercicio en terapia y una distancia menor a la que comúnmente caminaría en el hogar. Usualmente requiere ayuda de otra persona.
4. Camina las distancias de la casa, pero avanza lentamente. Su forma de desplazamiento preferida en casa no es la marcha (principalmente camina en terapia).
5. Camina más de 4 a 15 metros, pero solo dentro de la casa o en la escuela (camina en distancias de la casa).
6. Camina más de 4 a 15 metros fuera de la casa, pero normalmente usa silla de ruedas o coche para las distancias en comunidad o en áreas congestionadas.
7. Camina fuera de la casa para las distancias en comunidad. Pero solo en superficies planas (no lo puede hacer en superficies inclinadas. Terreno irregular o escalones, si ayuda de otra persona).
8. Camina fuera de la casa para las distancias en comunidad, puede realizarlo en superficies inclinadas y terreno irregular, además de las superficies planas; pero normalmente requiere ayuda mínimo o vigilancia por seguridad.

9. Camina fuera de la casa para las distancias en comunidad, fácilmente puede cambiar de un nivel a otro, como superficies inclinadas y terreno irregular, pero tiene dificultad o requiere ayuda mínima para correr escalar y subir o bajar escalones.
10. Camina, corre y escala en terreno regular e irregular sin dificultad y sin ayuda.

#### CONCLUSION DEL ESTUDIO A.P.A.S

- 2.4 Con la información recolectada en el estudio, más los datos del software A.P.A.S, los encargados del estudio crearon una tabla, donde se muestra los resultados y los factores más importantes que caracterizan a los dos casos estudiados. En ella muestran la información recolectada en tiempo real de la prueba que al final permitió plantear parámetros de funcionamiento, que sean lo suficientemente claros, para permitir seleccionar la mejor opción en cuanto a la temática de ortopedia.

Los resultados del estudio debidamente enfocados a una prótesis transtibial, mostrados en los criterios de evaluación, serán tomados en cuenta en el análisis para la selección del mejor diseño bajo determinadas necesidades. Los resultados se muestran en la Tabla 2.

Tabla 2. Conclusión del estudio de los Casos [2]

Criterios de evaluación	Caso N° 1	Caso N° 2	Caso N° 3
<p><b>Cinemática</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>-Desplazamiento angular</li> <li>-Plano sagital</li> <li>-Plano coronal</li> <li>-Plano transverso</li> <li>-Cadencia de movimiento de los miembros inferiores</li> </ul>	<p>Articulación coxofemoral Izquierda: flexión máx. 25° Extensión máx. 10° Derecha: flexión máx. 18° Extensión máx. 20° Rodilla: Izquierda: flexión máx. 45° Recurvatum Derecha: flexión máx. 45° cuello de pie: Izquierdo: plantiflexion 10° Dorsiflexión: 5° Pelvis: ascenso hemipelvis derecha Cadera: mayor aducción izquierda Pie derecho: leve varo en retropié Pie izquierdo: rígido Pelvis: mayor rotación interna de la derecha Pies: simétricos y neutro Izquierdo: 0,72 m/s Derecho: 072 m/s</p>	<p>Articulación coxofemoral Izquierda: flexión máx. 25° Extensión máx. 9° Derecha: flexión máx. 18° Extensión máx. 12° Rodilla: Izquierda: flexión máx. 55° Recurvatum 10° Derecha: flexión máx. 30° cuello de pie: Izquierdo: plantiflexion 15° Dorsiflexión: 5° Pelvis: ascenso hemipelvis izquierda Cadera: movimiento simétrico Pie derecho: leve valgo del retropié Pie izquierdo: rígido Pelvis: mayor rotación interna de la derecha Pies: derecho en rotación interna Izquierdo: rotación externa de 10°</p>	<p>Articulación coxofemoral: Flexión máx. 30° a 49° Extensión máx. 10° a 15° Rodilla: Flexión máx. 60° Extensión máx. Neutro Cuello de pie: Plantiflexion máx: 20° Dorsiflexión máx. 10° Pelvis: simétricas Cadera: movimiento simétrico Pie: movimiento es mínimo, los movimientos de la pelvis y del pie son mínimos. La velocidad de movimiento de los miembros inferiores durante el ciclo de marcha depende de la altura del individuo, la longitud de las extremidades, la longitud de paso</p>

Continuación de la Tabla 2

Criterios de evaluación	Caso N° 1	Caso N° 2	Caso N° 3
<b>Parámetros de la marcha</b> Longitud de paso Longitud de zancada Ancho de paso Cadencia	Izquierdo: 0,55 m Derecho: 0,43 m Izquierdo: 1,17 m Derecho: 1,20 m Izquierdo: 0,10 m Derecho: 0,07 m Izquierdo: 74,22 pasos/min Derecho: 72,72 paso/min	Izquierdo: 0,77 m Derecho: 0,78 m Izquierdo: 0,51 m Derecho: 0,48 m Izquierdo: 1,11 m Derecho: 1,16 m Izquierdo: 0,14 m Derecho: 0,15 m Izquierdo: 83,72 pasos/min Derecho: 80,89 paso/min	Depende de la edad, sexo y altura de la persona. Lo normal es de 0,05 a 0,10 m Normal: 90 a 120 paso/min
<b>Tilt de la pelvis</b>	Dirigida levemente hacia anterior con movimientos oscilantes paradójicos	Dirigida de forma discreta hacia anterior y levemente oscilante con predominio del lado derecho	Realiza un descenso de 5°
<b>Consumo de energía</b> Índice de consumo	0,82 latidos por min	0,58 latidos por min	El ideal es 0,4 latidos por min (0,4 a 0,6)
<b>Tiempo de duración de los ciclos de la marcha</b> Periodo postural Periodo de balanceo	Izquierdo: 57% Derecho: 72% Izquierdo: 43% Derecho: 28%	Izquierdo: 43% Derecho: 71% Izquierdo: 57% Derecho: 29%	Es de 60% del ciclo de marcha Es de 40% del ciclo de marcha

2.5

### PARÁMETROS DE FUNCIONAMIENTO

Gracias al resultado del estudio computacional de la marcha en pacientes amputados, los autores del proyecto decidieron establecer los parámetros para analizar y determinar un buen funcionamiento de prótesis transtibial. Estos parámetros fueron los siguientes:

- **Altura de la persona**

Personas que midan como mínimo 165 cm

- **Longitud de la extremidad**

Se realizó la medición desde el talón hasta la cresta iliaca en el hueso pélvico

- **Largo de la zancada**

Los autores sugieren al sujeto, dar una zancada normal sin exigir la total extensión de la extremidad, ni tampoco moviendo demasiado el cuerpo hacia adelante para no modificar el centro de masa y así no perder el equilibrio.

- **Ancho del gemelo o Gastrocnemio**

Los autores realizan la medición del músculo Gastrocnemio, conocido popularmente como Gemelo, con el fin de determinar el tamaño ideal donde se realizará el acople pierna – prótesis, teniendo en cuenta que la función de dicho musculo es la contracción y elongación en la acción de caminar. Obligando de esta manera a que el acople tenga un grado de deformación plástica y su ajuste pueda ser variable en cada ciclo de movimiento.

- **Ancho del pie**

Los autores midieron la base del pie, exactamente en el inicio de los arcos o como comúnmente se los conoce como dedos de los pies; se realizó esta medida en dicho lugar dado que en este punto el pie es donde consigue por lo general una mayor superficie de contacto.

- **Soporte pélvico**

En el estudio, los autores llevan a cabo una investigación de pelvis, en el cual se explica de manera concisa el por qué existe problemas en la cadera y la asimetría de los miembros inferiores y su efecto directo sobre la propuesta de diseño de una prótesis más ergonómica.

- **Frecuencia de uso**

Los autores en el proyecto estudian los posibles sistemas de acople de la prótesis al muñón con el cual se permita aumentar el tiempo de uso. Se pretende prologar el uso

de 2 horas a 8 horas, tiempo que dura una jornada continua de trabajo sin que haya la necesidad de tantas pausas de descanso por motivos de circulación, hinchazón, amortiguamiento y dolor del muñón.

Estas condiciones de descanso garantizan la perfecta salud del usuario, pero limitan el tiempo efectivo de uso de la prótesis que se ven reflejadas cuando se habla de movilidad durante 16 horas de las 24 que tiene el día.

Dichos factores afectarán las condiciones de diseño con un análisis en paralelo, que no se tuvieron en cuenta para el diseño de prótesis transtibial que llevarán a cabo los autores, pero quedarán como puntos de partida para posteriores investigaciones o proyectos que apoyen la hipótesis de la necesidad de construcción de nuevos modelos de prótesis según las condiciones del usuario.

Los autores optaron por realizar un muestreo a 10 personas que cumplen con el requisito mínimo para poder ser parte del Ejército Nacional de Colombia el cual es tener una estatura de 165 cm en adelante, se obtuvieron los siguientes resultados, ver Tabla 3.

Con la obtención media de estos valores, se puede observar que hay cierta discrepancia en lo que se supone que al ser extremidades que cumplen la misma función, la pierna derecha y la izquierda no presentan el mismo valor de longitud cuando se realiza la acción del movimiento.

Tabla 3. Estadísticas de medidas para miembros del Ejército Nacional [Autores]

longitud pierna (cm)	longitud pantorrilla (cm)	Perímetro del Gastrocnemio (cm)	Talla de calzado	Ancho del pie	Largo del pazo		Largo de zancada	
					I	D	I	D
100	38	43	41	10	60	73	103	92
95	35	35	38	9.5	59	61	104	102
103	39	32	43	9	70	73	123	108
91	35	34	39	9.5	35	42	85	85
94	38	33	39	9	36	46	86	88
96	38	34	40	10	40	43	81	89
92	36	37	41	9.5	33	40	80	84
98	37	31	41	10	39	35	86	82
91	34	32	40	9	32	32	75	78
97	38	35	41	9.5	45	51	89	85
VALORES MEDIOS QUE SE UTILIZARÁN EN POSTERIORES ANÁLISIS								
96	37	35	40	9.5	45	50	92	89

2.6

### CONDICIONES ANATÓMICAS

Es clave conocer ciertos aspectos anatómicos sobre el cuerpo humano los cuales hacen que el estudio se vuelva complejo, al momento de analizar estos aspectos de forma individual. Cada uno de estos aspectos muestra una sintomatología diferente en donde su análisis se debe realizar detalladamente y de forma objetiva para encontrar el origen de la situación o la causa que haya venido agravando al paciente para justificar la discrepancia en los valores obtenidos.

Dado el caso de que el paciente presente alguna de las condiciones anatómicas, es necesario llevar a cabo las preparaciones por parte del fisioterapeuta y ortopedista para determinar las modificaciones pertinentes al diseño base propuesto por los autores.

Las condiciones anatómicas que afectan el diseño de prótesis transtibial se muestran a continuación.

### 2.6.1 ENFERMEDAD DE OSGOOD-SCHLATTER

Produce inflamación e hinchazón del hueso, cartílago y tendones ubicados en la zona superior de la tibia, donde se inserta el tendón de la rótula. Empieza a afectar la articulación desde la adolescencia provocando un desmejoramiento de la extremidad y posterior deterioro de los tejidos blandos que al pasar del tiempo disminuirán la calidad del movimiento de la articulación.

Es un factor importante a tener en cuenta debido a que según el grado de avance de esta enfermedad servirá como criterio para determinar el nivel de amputación.

### 2.6.2 RODILLAS EN PARENTESIS O GENU VARO

Enfermedad que empieza a manifestarse desde temprana edad más o menos desde los ocho años, la cual muestra una deformación de las piernas en forma de paréntesis. Se argumenta que dicha deformación es causada por el aumento brusco de peso del cuerpo humano en la etapa de crecimiento mientras los huesos se encuentran aún estado blando y moldeable.

Su severidad es función del tiempo que tarde la etapa de crecimiento de una persona, periodo que no se puede medir con exactitud porque no está definido ni la edad en donde empiezan los cambios ni tampoco el lapso de años que podría durar este proceso.

### 2.6.3 RODILLAS EN X O GENU VAGO

Las piernas se empiezan a juntar justo a la altura de las rodillas y los pies se separan. Este junte provoca tensión anormal en los músculos y tendones que se concentran de manera puntual en la articulación de la rodilla y no son soportados por la cadera.

Se presenta con mayor frecuencia desde la niñez, casualmente en niños que para su edad ya presentan avanzado desarrollo físico y en adolescentes y adultos se presenta más en el género femenino dado al crecimiento de caderas en la etapa de pubertad haciendo que

anat6micamente el cuerpo se amolde para soportar todas las cargas con el fin de conseguir un punto de buen funcionamiento.

#### 2.6.4 DISPLACIA DE CADERA

Es una enfermedad que se manifiesta desde que el cuerpo humano est1 en formaci3n dentro del vientre, por eso se dice que su presencia ya se debe problemas cong6nitos. Esta enfermedad es la que presenta mayor problema cuando se quiere realizar la acci3n de marcha porque muestra un movimiento de trayectoria el6ptica en la cadera haciendo que no se pueda distribuir equitativamente las cargas sobre las dos piernas dificultando a6n m1s los movimientos de flexi3n, soporte y extensi3n de la pierna al realizar la marcha,

Se hace evidente la presencia de esta enfermedad porque una de las dos extremidades inferiores presenta una mayor longitud que la otra, pero no es porque la extremidad tenga mayor medida, sino que el plano horizontal p6lvico se encuentra con un 1ngulo de desalineamiento mostrando que la cabeza del f6mur de una pierna se encuentre desalineada del de la otra pierna y con declinaci3n con respecto al otro motivo por el cual se presenta dicha marcha poco natural, ver Figura 3.

La acci3n de caminar para personas que presentan dicha condici3n, se torna un trabajo complicado de realizar por la exigencia mec1nica que muestran los miembros inferiores, dado que anat6micamente la cadera no est1 dise1ada para realizar este movimiento con el fin de compensar su desajuste. Esto causa que la cadera se le adicione la funci3n de soportar el tronco superior y mantener el centro de masa cerca a nuestro cuerpo. La cadera tendr1 la funci3n de miembro basculante en condiciones fuera de las normales de trabajo para evitar el deterioro anat6mico.

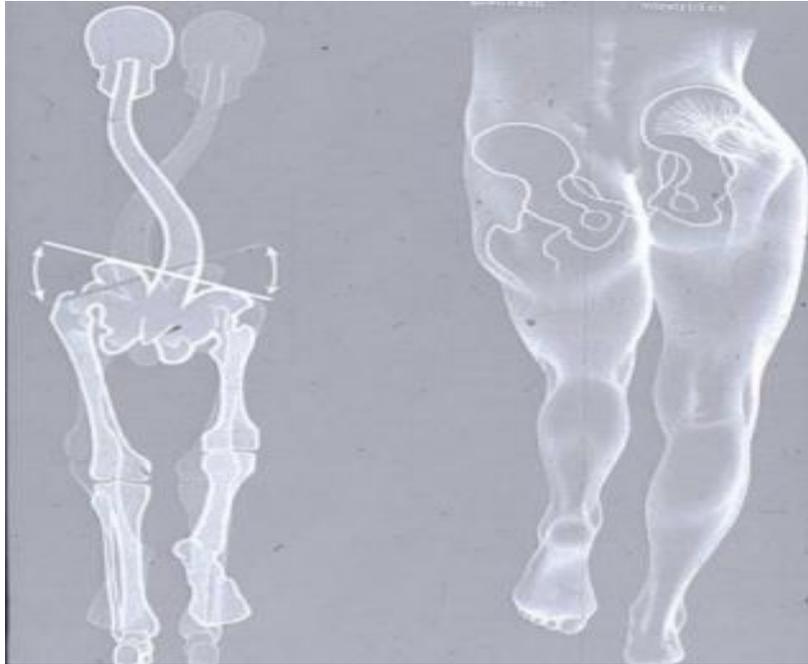


Figura 3. Movimiento basculante en caderas

Después del comienzo de la marcha hay acortamiento del miembro y retracción muscular: el glúteo mediano no sujeta la pelvis, y como no la mantiene horizontal la pelvis basculará hacia ese lado. Cuando el fallo sea bilateral la marcha se asemeja a la postura de caminado de un pato.

Todas estas enfermedades alteran el diseño de prótesis transtibial porque no se habla de simetría física, las medidas para el diseño se ven alteradas por la presencia de eventos extraños con respecto al movimiento natural de las piernas en la marcha.

Algunas de las características extrañas que presentan estas personas al realizar la acción de marcha son:

- Pasos cortos y poco constantes
- Los pies no brindan una superficie de contacto suficiente
- La flexión en la extremidad no se da con ángulos normal
- Los pasos no se dan de manera frontal sino realizando un arco lateral

- No se presenta una postura erguida lo cual aumenta la tensión en la zona lumbar y disminuye la estabilidad al realizar la acción de marcha
- Personas que presentan estas condiciones no pueden estar realizando una actividad por mucho tiempo ni tampoco pueden realizar ejercicios de carga y no pueden permanecer tiempo prolongado con el cuerpo erguido.

#### 2.6.5 ENFERMEDAD DE BLOUNT

Casi con la misma sintomatología que la enfermedad de GENU VARO. La diferencia principal consiste en que, al pasar el tiempo, esta condición seguirá empeorando hasta el punto de perder la línea vertical en la articulación de la rodilla, creando un leve escalonamiento donde la cabeza de la tibia se muestra prominente sobre la piel. Se sugiere pensar en recurrir a una intervención quirúrgica; esta consiste en retomar la línea vertical que se debió haber mantenido en el desarrollo físico del cuerpo humano.

Esta enfermedad, también conocida como tibia vara, es la excepción a la regla porque la intervención quirúrgica asegura la recuperación de la forma normal de la extremidad acompañada con meses de terapia; anatómicamente el cuerpo humano debe acoplarse a la nueva distribución de cargas y postura física.

Bajo estas condiciones de enfermedad, este evento se enuncia, pero no se le dará relevancia por la complejidad anatómica de la situación y la necesidad de conocimientos avanzados de

2.7 anatomía y medicina.

#### PARAMETROS DE DISEÑO

Para el diseño de la prótesis transtibial, y no solo de ella, sino también de cualquier otra prótesis, es necesario estudiar la biomecánica de la parte a sustituir, en donde se analice fenómenos físicos que ocurren en la pierna, pie y tobillo para comprender la estática y la dinámica de la articulación y así tener la bases para el diseño de esta.

Otro aspecto principal en que se basa este proyecto, y para nada menos importante, es la parte económica de producción; este aspecto busca que el elemento a utilizar sea asequible y confiable para el uso cotidiano.

### 2.7.1 CENTRO DE MASA

Es indispensable analizar siempre el centro de gravedad para evitar incomodidades en el caminar. Tratar de ubicarlo siempre al de la pierna en buenas condiciones.

En cuerpos regulares en forma y masa, es obvio que su centro de masa se encontrará en el centro geométrico del mismo, pero en cuerpos irregulares, como es el caso de una extremidad, el centro de masa se encontrará más cerca del extremo más grande y pesado (prótesis). Como este punto representa el centro de masa total, este se moverá al aplicar o inhibir peso de la parte del cuerpo analizada. Ya que al diseñar una prótesis siempre se debe de tener en cuenta el ubicar este punto en el lugar donde la persona solía tener el miembro.

En el estudio realizado por Dempster y Clauser para la ubicación del centro de masa de la extremidad, donde se reflejan los datos obtenidos del miembro inferior para un hombre de 90 kg. La información se muestra en la Tabla 4.

En caso de ser una persona con diferente peso, el centro de masa también se puede obtener por los porcentajes de las extremidades, ya que la variación de la fisionomía es considerable, estos valores pueden cambiar. La relación porcentual se puede ver en la Figura 4.

Tabla 4. Centro de masa para componentes de la extremidad [13].

Parte del cuerpo	Porcentaje de peso corporal total	Localización del centro de masa
Pierna	3 kg (4,5%)	35 mm por debajo del poplíteo, en la parte posterior del tibial posterior, 16 mm por arriba del extremo próximo del tendón de Aquiles; 8 mm posterior a la membrana interósea
Píe	0,9 kg (1,4%)	En los ligamentos plantares o justamente superficial en los músculos profundos adyacentes del pie; por debajo de las mitades proximales del segundo y tercer huesos cuneiformes

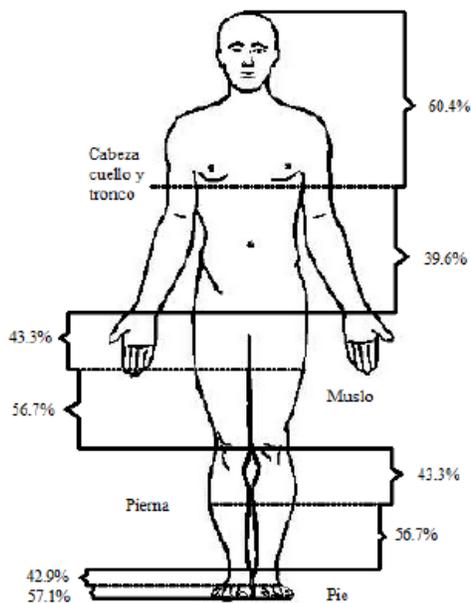


Figura 4. Porcentaje de masa en las extremidades del cuerpo [13].

Interesa conocer la altura del centro de masa del miembro inferior; el cálculo se reduce a un sistema de dos componentes (pierna y pie), las cuales se pueden ver como los centros de masa de cada parte, esta altura se determina utilizando la ecuación mostrada a continuación.

$$cm = \frac{m_{\text{pierna}}(l_{\text{pie}} + 0,567 * l_{\text{pierna}}) + 0,571 * l_{\text{pie}} * m_{\text{pie}}}{m_{\text{pie}} + m_{\text{pierna}}}$$

Donde:

$cm$  = centro de masa del miembro inferior

$m_{\text{pierna}}$  = masa de la pierna

$m_{\text{pie}}$  = masa del pie

$l_{\text{pierna}}$  = longitud de la pierna medida en el eje sagital

$l_{\text{pie}}$  = es la longitud del pie medida en el eje sagital

## 2.7.2 TIBIA ARTIFICIAL

Los huesos son las estructuras óseas que soportan la mayor cantidad de peso, siendo primordiales para el diseño de la prótesis. Los huesos largos se pueden ver como eslabones, ya que son líneas rectas que se extienden entre dos articulaciones que sirven como ejes de rotación. Para este caso, el eslabón que interesa es la tibia y el eje de rotación es el tobillo. Para el análisis cinemático se debe de tener en cuenta los momentos de inercia y las longitudes de los eslabones; pero cuando una extremidad se mueve, hace que sus ejes articulares giren y que los centros instantáneos de momento varíen. Para este problema se puede trazar un promedio de la posición del eje, que sea adecuada. En ciertas ocasiones un eslabón puede ser más largo o más corto que las dimensiones del promedio.

Dempster, en 1955, obtuvo las dimensiones y masas de los componentes funcionales del cuerpo con parte de cadáveres; el método lo utilizó cuando las articulaciones de los miembros estaban parcialmente flexionadas. Los resultados para la tibia y el pie se muestran en la Tabla 5. Esta información fue obtenida en hombres jóvenes adultos.

Tabla 5. Dimensiones y masa de la extremidad [13].

Segmento (eslabón)	50° percentil	Relación eslabón longitud (%)	Percentiles 5° y 95°	
			5°	95°
Eslabón de la tibia	16,1	110	15	17,3
Longitud de la tibia	14,6		13,6	15,7
Eslabón del pie (de centro tarso al centro masa)	3,2	30,6	3	3,5
Longitud del pie	10,5		9,8	11,3

### 2.7.3 MOVIMIENTO DE LA ARTICULACIÓN DEL TOBILLO

Siendo sus principales movimientos el de flexión plantar del pie y la dorsiflexión, los cuales ocurren sobre un eje transversal pasando a través del astrágalo. Debido a su estrecho final de la tróclea del astrágalo queda suelto entre los maléolos cuando se realiza la flexión plantar del pie y se puede realizar cierto tambaleo debido a la posición inestable.

- La dorsiflexión del tobillo se produce por la acción de los músculos de comportamiento anterior de la pierna. Y se define como el movimiento que aproxima el dorso del pie a la cara anterior de la pierna, ver Figura 5.a posición B.
- La flexión plantar del tobillo se produce por la acción de los músculos en el comportamiento posterior de la pierna. Este se aleja del dorso del pie de la cara de la pierna mientras que el pie tiende a situarse en la prolongación de la pierna, ver Figura 5.a posición C.

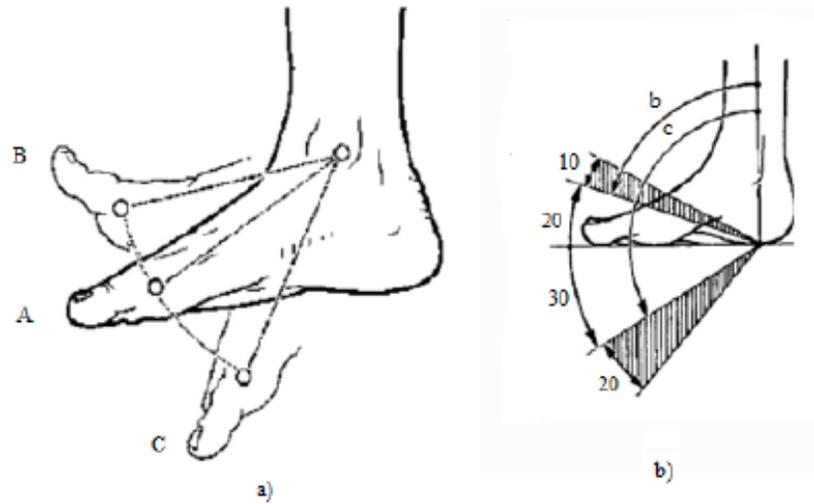


Figura 5. Movimiento de dorsiflexión [13].

#### 2.7.4 LA MARCHA

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 componentes de la marcha son: fase de apoyo y fase de balanceo que se muestra en la Figura 6. Una pierna está en fase de apoyo cuando está en contacto con el suelo, y está en fase de balanceo cuando no contacta el suelo.

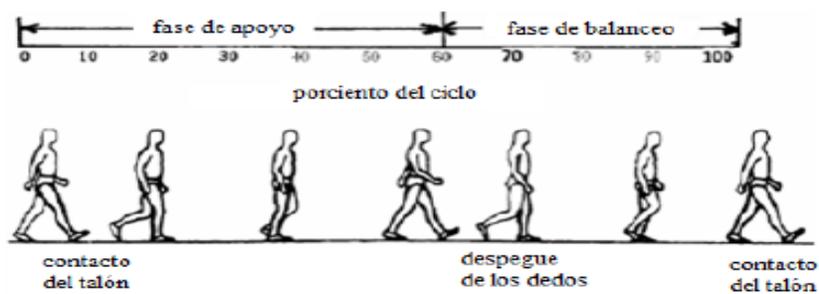


Figura 6. Ciclo de marcha [13].

La longitud del paso completo es la distancia lineal entre los sucesivos puntos de contacto del talón del mismo pie. Longitud de paso es la distancia lineal de contacto de los talones de los pies opuestos, ver Figura 7.

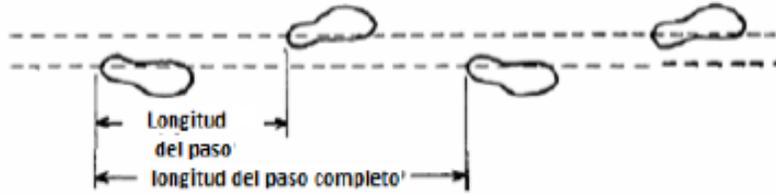


Figura 7. Longitud de paso [13].

En este caso se presenta dos apoyos:

- Apoyo sencillo: es el periodo que se presenta cuando solo una pieza está en contacto con el suelo.
- Apoyo doble: es el periodo que se presenta cuando ambos pies están en contacto con el suelo.

El promedio de tiempo de cada fase del ciclo de marcha normal, ver Tabla 6, está expresado en porcentaje en función del ciclo total como sigue:

- Fase de apoyo: 60% del ciclo
- Fase de balanceo: 40% del ciclo
- Doble apoyo: 20% del ciclo

Tabla 6. Pasos ciclo de marcha [13].

		Balanceo izquierdo		Apoyo izquierdo	
	Apoyo derecho		Balanceo derecho		
	Doble apoyo	Apoyo sencillo	Doble apoyo		
Apoyo talón derecho				Apoyo talón derecho	
	Duración total del ciclo de la marcha				

La velocidad media adoptada por personas de entre 18 y 64 años varía entre 1,28 y 1,4 m/s.

Para la resolución del impulso del talón contra el piso al inicio de la fase de apoyo, se utilizan fuerzas vectoriales y sus respectivos componentes rectangulares como se muestra en la Figura 8.

La fuerza horizontal X, debe ser opuesta a la fuerza de fricción del piso y el componente vertical Y debe ser opuesta a la fuerza ascendente adecuada desde el piso. Se puede deducir que, con una mayor longitud del paso, al aumento relativo en magnitud del componente X es mayor que el aumento en la fuerza de la reacción O. La fuerza de fricción en el talón debe ser mayor cuando el paso es más largo que más corto.

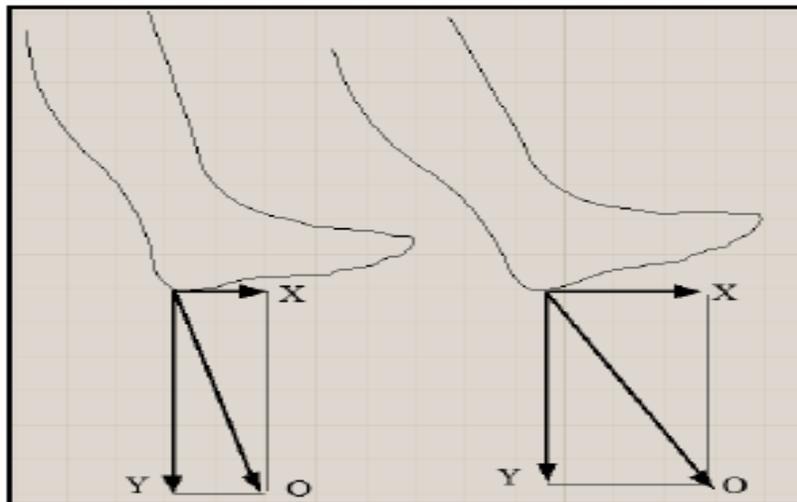


Figura 8. Fuerzas de impulso [13].

La fuerza resultante que actúa a través de la tibia se determina de igual forma por una suma de vectores. Para la determinación de las fuerzas verticales podemos hacer referencia a la Figura 9, en donde nos muestra la fuerza dependiendo del % de peso corporal.

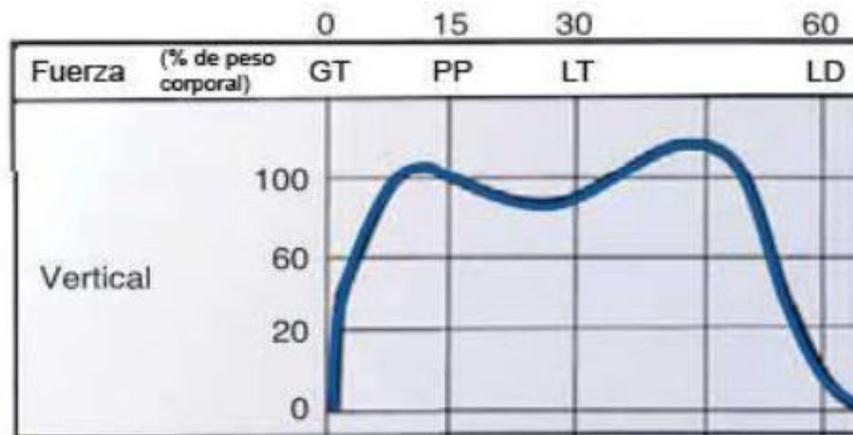


Figura 9. Grafica fuerza según el peso [11].

En donde:

GT = golpe de talón.

PP = pie plano.

LT = levante de talón.

LD = levante de dedos.

### 2.7.5 COMODIDAD DEL SOCKET

Encaje o socket, permite la sujeción por una precompresión del muñón al paciente, realizada por ajustes en el encaje. El diseño y construcción de un socket va a depender de la economía y del material que se tenga al alcance. Sin embargo, algunas técnicas más utilizadas son repetitivas, ya que son muy pocas las compañías que fabrican prótesis de alta tecnología.

La técnica más usada tiene el proceso descrito a continuación, para mayor entendimiento ver Figura 10.

- Un molde negativo del muñón es hecho envolviéndolo con una venda de yeso mojada.
- Un modelo positivo del muñón es hecho llenando el molde anterior de una mezcla de yeso y agua.

- Después de las modificaciones, es necesario revisar que las presiones para el ajuste sean correctas. Una prueba de ajuste es realizada formando un soporte con una hoja calentada de plástico claro encima del modelo.
- El soporte plástico es probado en el paciente asegurándose que encaja apropiadamente.
- Un nuevo modelo positivo es hecho llenando el soporte de una mezcla de yeso y agua.
- El soporte o molde para usar en la prótesis definitiva se forma encima del modelo anterior, usando una mezcla de resina plástica y tela o una hoja calentada de plástico encima del modelo.

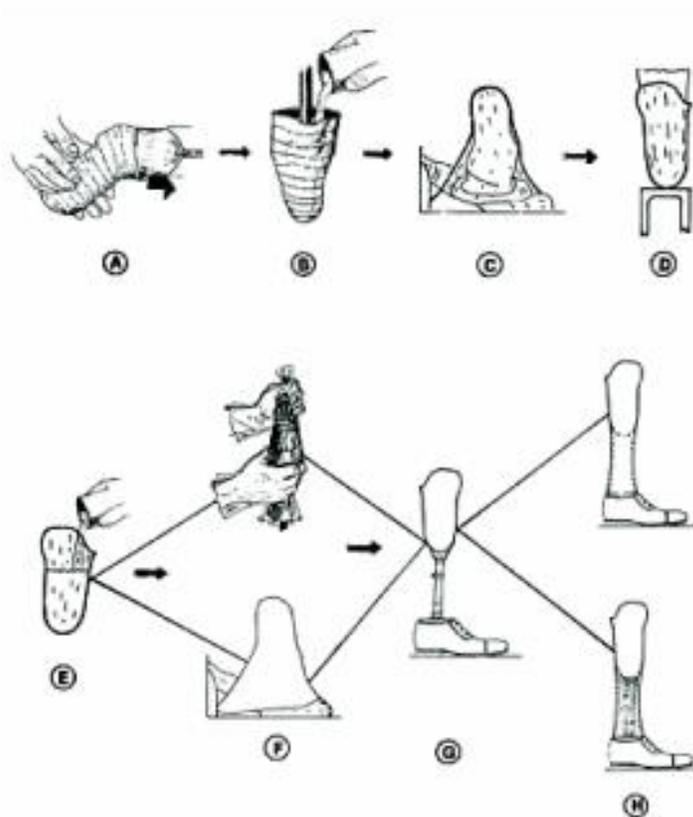


Figura 10. Socket pierna [12].

## NIVEL DE AMPUTACIÓN

Para el uso de prótesis transtibial el nivel de amputación se puede dividir en 4 niveles según la severidad de la afección por la cual se deba hacer la remoción de un segmento de pierna.

- 2.8 La longitud de esta extremidad se dividirá en  $\frac{3}{4}$  por debajo de la rodilla y el  $\frac{1}{4}$  restante es por encima de ella, estos niveles se miden desde el tobillo hacia la pelvis.

Los niveles y los criterios de selección se muestran a continuación:

- **Nivel 1 (1/4):** se realiza la amputación por encima del tobillo, esta amputación se da por motivos de enfermedades tales como la diabetes, la gangrena y demás enfermedades que implican la necrosis de tejido blando.

Esta amputación no restringe la movilidad de la sección que queda de tibia, pero complica la ergonomía del usuario porque se encuentra en un lugar de la tibia donde no hay presencia de mucho tejido blando.

- **NIVEL 2 (2/4):** se realiza la amputación a media tibia debido a los mismos motivos del nivel anterior, esta es la mejor opción para la implementación de la prótesis ya que no se pierde movilidad del segmento de extremidad y se obtiene mejor ergonomía en el acople que cederá en el musculo Gastrocnemio, ver Figura 11.

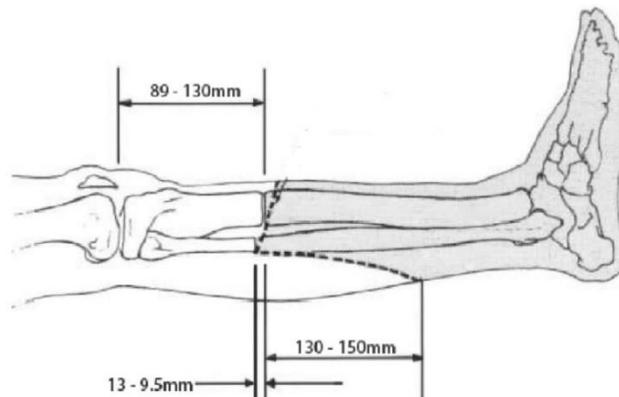


Figura 11. Corte nivel de amputación [11].

- **Nivel 3 (3/4):** se realiza la amputación justo debajo de la rótula, esta se hace a este nivel debido a traumas por accidentes en los que no se puede controlar la

hemorragia o que la extremidad por debajo de la rodilla perdió las conexiones nerviosas para poder seguir con su funcionamiento normal.

- **Nivel 4 (4/4):** la amputación se realiza por encima de la rodilla. Este tipo de intervención se hace por la necesidad de remover la extremidad destrozada por agentes externos tales como minas antipersona que inhabilitan el funcionamiento de la extremidad. Su amputación podría ser llamada transfemoral por tal razón no se le muestra mayor importancia.

El objetivo de diseño de este trabajo estará detallado solamente para un Nivel 2 de amputación con el cual se logra replicar de manera aproximada la movilidad de la extremidad inferior.

Anatómicamente, los niveles de amputación representan un problema debido a que sensorialmente el cuerpo humano pierde la facultad de identificar la posición de la extremidad y el momento donde se debe realizar el ajuste muscular para ejecutar el proceso de marcha, a pesar de que el cerebro sigue enviando los impulsos nerviosos para que se realice esta acción.

## CAPÍTULO 3

### 3 IDENTIFICACIÓN DE LAS FUERZAS QUE ACTÚAN SOBRE EL PIE

Restringir la rotación que permite realizar el tobillo aumenta la probabilidad que el diseño a proponer por los autores, sufra mayores cargas internas, compensando de esta manera, movimientos estructurales para mantener el mejor funcionamiento mecánico.

La marcha consta de tres posiciones fundamentales, tal como se muestra en la Figura 12, que hacen necesario un estudio de la fuerza que actúan sobre la prótesis del conjunto pie. Estas fuerzas que brindan información importante para determinar la mejor geometría con la cual se consiga el mejor desempeño del diseño.

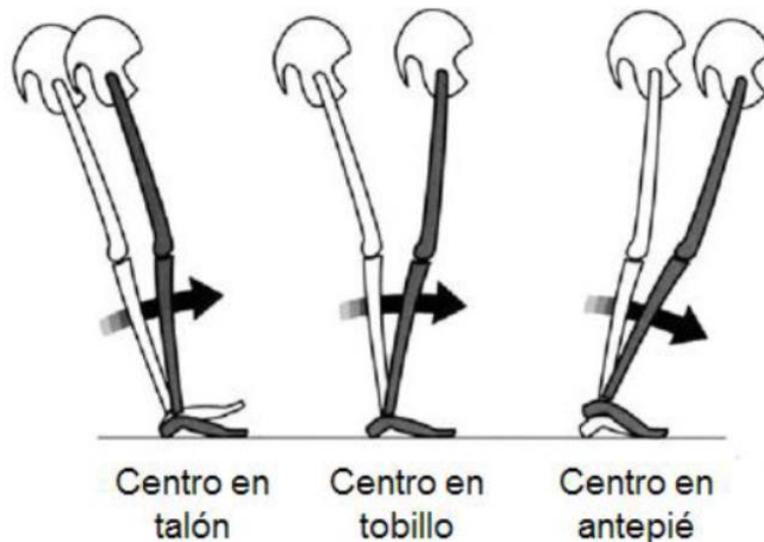


Figura 12. Contacto del pie al realizar la marcha [11].

Las posiciones mostradas en la Figura 12 permiten realizar un estudio con el esquema llamado diagrama de cuerpo libre en donde se consigue valores de fuerza sobre el pie, par tursor sobre el tobillo; estos valores serán la base para la construcción del diseño y la prueba bajo condiciones mecánicas de la prótesis.

$$m = 75 \text{ kg}$$

$$a = 9.8 \frac{\text{m}}{\text{s}^2} = \text{aceleracion de la gravedad}$$

$$F_T = m * a$$

$$F_T = 75 \text{ kg} * 9.8 \frac{\text{m}}{\text{s}^2}$$

$$F_T = 735 \text{ N}$$

Caso 1: En la Figura 13 se muestra las fuerzas de reacción para el caso “Centro en antepié”.

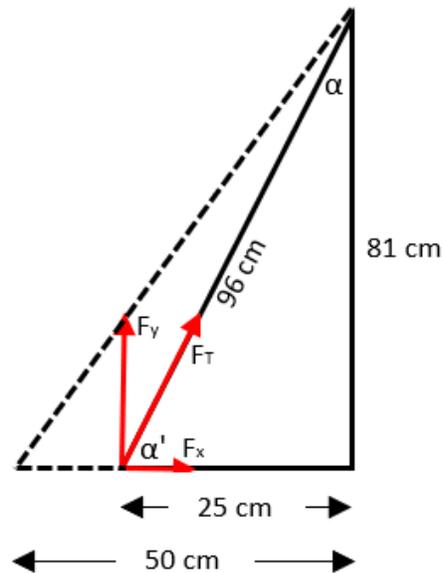


Figura 13. Diagrama de componentes de la fuerza para el Caso 1 [Autores].

La fuerza total para los dos casos se distribuye en las dos piernas, por el cual, la fuerza sobre cada pierna es de 367,5 N.

$$\alpha = \text{asin}\left(\frac{25\text{cm}}{96\text{cm}}\right)$$

$$\alpha = 15,1^\circ$$

Ahora se halla el ángulo  $\alpha'$

$$\alpha' = 180^\circ - (90^\circ + 15,1^\circ)$$

$$\alpha' = 74,9^\circ$$

Ya con el ángulo  $\alpha'$  encontrado, procedemos a calcular las componentes de fuerzas “x” y “y”.

Componentes de la fuerza en el eje “x” para el caso centro en antepié.

$$F_x = \cos(74,9) * (367,5 \text{ N})$$

$$F_x = 95,73 \text{ N}$$

Componentes de la fuerza en el eje “y” para el caso centro en antepié.

$$F_y = \sin(74,9) * (367,5 \text{ N})$$

$$F_y = 354,8 \text{ N}$$

Con las fuerzas ya encontradas, se puede calcular los momentos alrededor del tobillo.

Componentes del momento alrededor del eje “x” para el caso centro en antepié.

$$M_x = F_x * d$$

$$M_x = 95,37 \text{ N} * 0,06 \text{ m}$$

$$M_x = 5,72 \text{ Nm}$$

Componentes del momento alrededor del eje “y” para el caso centro en antepié.

$$M_y = F_y * d$$

$$M_y = 354,8 \text{ N} * 0,1825 \text{ m}$$

$$M_y = 64,75 \text{ Nm}$$

Caso 2: En la Figura 13, se muestra las fuerzas de reacción para el caso “Centro en talón”.

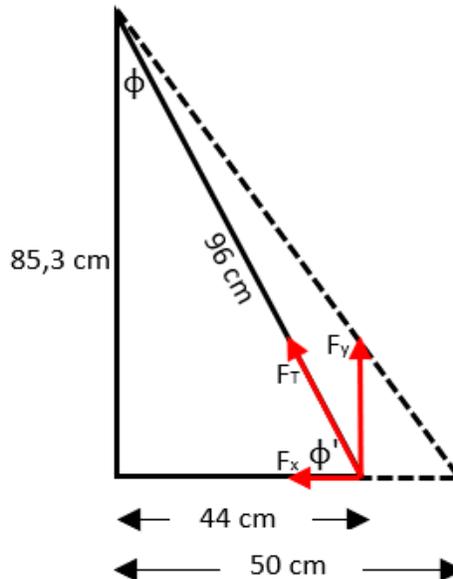


Figura 14. Diagrama de componentes de la fuerza para el Caso 2 [Autores].

La fuerza total para los dos casos se distribuye en las dos piernas, por el cual la fuerza sobre cada pierna es de 367,5 N

$$\varphi = \text{asin}\left(\frac{44\text{cm}}{96\text{cm}}\right)$$
$$\varphi = 27,3^\circ$$

Ahora se halla el ángulo  $\varphi'$

$$\varphi' = 180^\circ - (90^\circ + 27,3^\circ)$$
$$\varphi' = 62,7^\circ$$

Ya con el ángulo  $\varphi'$  encontrado, procedemos a calcular las componentes de fuerzas "x" y "y".

Componentes de la fuerza en el eje "x" para el caso centro en talón.

$$F_x = \cos(62,7) * (367,5 \text{ N})$$
$$F_x = 168,5 \text{ N}$$

Componentes de la fuerza en el eje "y" para el caso centro en talón.

$$F_y = \sin(62,7) * (367,5 \text{ N})$$
$$F_y = 326,5 \text{ N}$$

Con las fuerzas ya encontradas se puede calcular los momentos alrededor del tobillo

Componentes del momento alrededor del eje "x" para el caso centro en talón.

$$M_x = F_x * d$$
$$M_x = 168,5 \text{ N} * 0,06 \text{ m}$$
$$M_x = 10,11 \text{ Nm}$$

Componentes del momento alrededor del eje "y" para el caso centro en talón.

$$M_y = F_y * d$$
$$M_y = 326,5 \text{ N} * 0,0625 \text{ m}$$
$$M_y = 64,75 \text{ Nm}$$

## CAPÍTULO 4

### 4 DISEÑO DE PRÓTESIS

El diseño de la prótesis se creó en dos etapas, debido a que se realizó estudios independientes a cada elemento, después se ensamblaron las piezas para formar un solo conjunto estructural que mecánicamente cumpla con las condiciones de funcionamiento a las que se someterá en el momento de realizar las pruebas.

El diseño cuenta con dos características muy importantes que al modificarse cambiarán drásticamente la obtención de resultados. Las características son:

- **RÍGIDEZ ESTRUCTURAL ELEVADA**

El diseño cuenta con una rigidez estructural elevada para asegurar una respuesta favorable ante los esfuerzos presentados tras realizar las pruebas mecánicas.

- **UTILIZACIÓN DE UN SOLO MATERIAL PARA TODO EL DISEÑO**

El uso de un solo material en la elaboración del prototipo asegura que las pruebas y los resultados arrojados sean confiables, fáciles de analizar debido a que solo se tiene en cuenta las deformaciones y resistencias de un solo material, evitando así la presencia de situaciones con variables no deseadas que modifiquen los parámetros de funcionamiento del diseño.

4.1

#### DISEÑO DE TOBILLO

El diseño está enfocado en encontrar la mejor disposición mecánica con la cual se cumpla la acción de marcha, pero restringiendo algunos grados de movilidad para asegurar un correcto desempeño en el momento de realizar los estudios mecánicos en el prototipo preliminar.

Las restricciones mecánicas que presenta el diseño son:

- No presenta eje para momento angular en la posición donde anatómicamente está el tobillo, logrando de esta manera, mantener la pantorrilla en posición recta perpendicular al suelo
- Omitir la junta esférica como unión entre los eslabones pantorrilla y pie, para evitar el movimiento en ejes lateral, vertical del pie, la eversión externa del pie y la inversión interna del pie.

Como se puede apreciar en la Figura 15, el diseño del tobillo es un cuerpo rígido de cara elíptica con una profundidad determinada, esta selección se realizó bajo el principio mecánico en donde las estructuras en arco son mejores soportando esfuerzos a compresión, esfuerzos presentes en este tipo de unión.

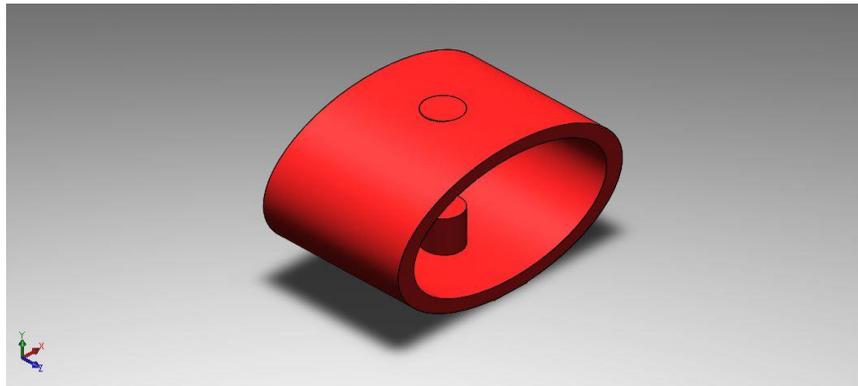


Figura 15. Anillo elíptico [Autores].

El anillo elíptico es la unión en la cual hay grandes fuerzas sin haber grandes deformaciones; por lo tanto, el tobillo diseñado para este prototipo funciona como un resorte, ya que permite pequeñas deformaciones y se opone a la vez, creando resistencia a la fuerza aplicada sobre él.

## DISEÑO DE LA PLANTILLA

4.2 En el diseño plantilla, se tuvo en cuenta parámetros para replicar, de la mejor manera, la anatomía del pie, seleccionar la forma adecuada, y el tamaño ideal del diseño de la plantilla. Estos son aspectos que afectarán la suavidad y el desempeño de la marcha.

Debido a que el restringir ciertas condiciones de movimiento, la prótesis presentará un talón levemente compresible, que emula la compresión de los músculos dorsiflexores al contacto del talón con el suelo, evitando así, cargas nocivas sobre el diseño. A este ajuste en el diseño se le conoce con el nombre de flexión plantar simulada. El diseño de la plantilla se muestra en la Figura 16.

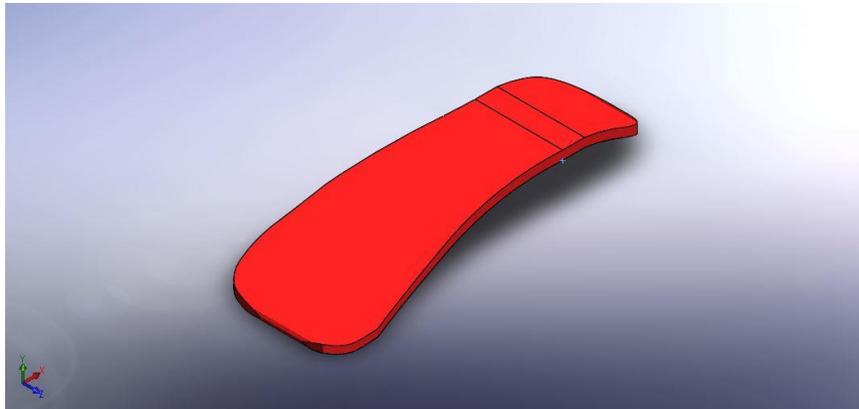


Figura 16. Plantilla [Autores].

Complejidad que se demuestra revisando los siguientes aspectos:

- **FUNCIONAMIENTO:** el pie es una extremidad del cuerpo que brinda soporte, firmeza y equilibrio en la acción de estar erguido de forma estática o al iniciar la marcha. Razón por la cual se le otorgó una mayor superficie de contacto en la parte frontal.

- **ESTRUCTURA:** el pie presenta una curvatura en arco debido a que los huesos que lo componen son eslabones independientes. Su función, junto a las fibras musculares, es mantener la forma del pie y amortiguar el peso de la persona, dando así una superficie estable de contacto entre el suelo y la planta del pie.

Para simular dicha condición se construye una planta que presenta forma de arco. Esta servirá como un resorte similar al tobillo, permitiendo una mayor deformación y una menor resistencia a las cargas aplicadas, aumentando la superficie efectiva de apoyo.

### CONJUNTO ANILLO PLANTILLA

4.3

El conjunto fue diseñado para permitir una deformación máxima de dos centímetros; valor obtenido por los autores en el estudio de la longitud de marcha y del paso, mostrando una disminución en la altura de los 10 sujetos estudiados en la sección parámetros de funcionamiento del capítulo 2. Este valor es obtenido al restar la longitud medida desde la cabeza hasta el nivel del suelo, del sujeto al realizar la marcha, de la medida de altura cuando la persona está erguida y en reposo tal como se muestra en la Figura 17.

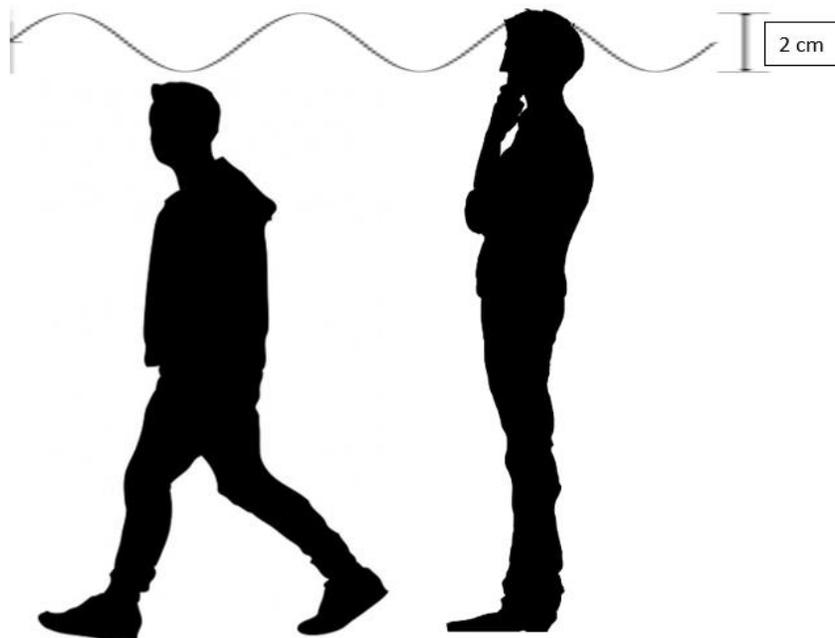


Figura 17. Cambio de altura corporal al realizar la marcha [Autores].

La deformación sobre el conjunto no va a ser igual en las piezas que lo componen. Se espera que al aplicar la fuerza se deforme, en primer lugar, la plantilla otorgando así mayor área de contacto y apoyo sobre el piso, y después la deformación será del anillo elíptico, que será quien soporte las mayores cargas. El diseño que se muestra presenta una estética agradable sin perder la eficiencia funcional y se muestra en la Figura 18.



Figura 18. Ensamble del conjunto anillo plantilla [Autores].

4.4

#### SELECCIÓN DEL MATERIAL

Para la selección del material se investigó materias primas que fueran livianas, resistentes a flexión, pero también con un alto grado de rigidez para dar un mejor apoyo al usuario y que a la vez sea cómodo al caminar.

Los materiales plásticos tienen buenas propiedades mecánicas, de gran interés son la resistencia a la abrasión, flexión, tracción y compresión. Las diferentes opciones de materiales investigadas se muestran en la Tabla 7.

Tabla 7. Datos de los materiales opcionales de trabajo [Autores].

<b>Material</b>	<b>Propiedades</b>	<b>Módulo de Young en impresión</b>	<b>Módulo de Young en inyección</b>	<b>Precio por metro</b>
Nylon	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Buena flexibilidad</li> <li>2. Resistencia a la abrasión</li> <li>3. Buena rigidez</li> <li>4. Alta tenacidad</li> <li>5. Fácil producción</li> </ol>	579 MPa	Restricción	\$5000 por kg
ABS	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Buena flexibilidad</li> <li>2. Resistencia a la abrasión</li> <li>3. Buena rigidez</li> <li>4. Alta tenacidad</li> <li>5. Fácil producción</li> </ol>	1681,5 MPa	2030 MPa	\$2000 por kg
Empack UHMW	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Buena flexibilidad</li> <li>2. Resistencia a la abrasión</li> <li>4. Alta tenacidad</li> </ol>	588,4 MPa	1000 MPa	\$3500 por kg
Polipropileno PP	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Buena flexibilidad</li> <li>2. Resistencia a la abrasión</li> <li>3. Buena rigidez</li> <li>4. Alta tenacidad</li> </ol>	220 MPa	390 MPa	\$1286 por kg
Fibra de carbono	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Buena flexibilidad</li> <li>2. Baja resistencia a la abrasión</li> <li>3. Buena rigidez</li> <li>4. Alta tenacidad</li> </ol>	NA*	NA*	\$96494 por kg

Es importante hacer la aclaración sobre condiciones de trabajo de los plásticos. En su gran mayoría los materiales plásticos pueden ser utilizados para realizar impresiones 3D. Su limitante estará en la calidad de la impresora o en la técnica que la impresora utilice para realizar la impresión.

El problema real de utilizar plásticos para realizar piezas, es que, para obtener alta confiabilidad mecánica, es necesario utilizar los plásticos manufacturados por el método de INYECCION DE MATERIAL. En este método los plásticos son derretidos a altas temperaturas e inyectados a moldes en donde toman la forma deseada. Estas altas temperaturas pueden ocasionar que la pieza resulte porosa o con cavidades de aire en donde el plástico no pudo

Llegar de forma líquida o, en el peor de los casos, que la pieza esté conformada por secciones de plástico quemado ocasionando así, que la pieza pierda confiabilidad estructural y que no sirva para nada. Situación que se presenta al utilizar en Nylon como material base para las impresiones.

La fibra de carbono es un material el cual es complicado trabajar, debido al proceso necesario para obtener una pieza. Proceso que se debe realizar con mucho control por parte de los encargados de manufactura, debido a la disposición de las capas a utilizar, los métodos y materiales para la obtención de la lámina y el posterior modelado para formar la pieza que finalmente se vaya a utilizar en el proyecto.

Los cuatro primeros materiales de la Tabla 7 se ajustan más a lo planteado, la producción resulta siendo un proceso menos complejo y de bajos costos.

Ya seleccionados los materiales que se podrían utilizar para el diseño, se realizó pruebas computacionales para confirmar que estos materiales fueran los óptimos para el uso que posteriormente se les iba dar a la prótesis. Tras varios análisis sobre el pro y contra que tendría la selección de estos materiales, se decidió elegir como material de trabajo el **ABS** por ser un material económico, disponible en el mercado y, por consiguiente, de fácil acceso y prometedor para las pruebas mecánicas al que se sometería la pieza después de la fabricación.

El aspecto económico es importante, por lo tanto, se decide realizar el prototipo utilizando la impresión 3D. La disponibilidad que existe de la impresora en la Universidad Tecnológica de Pereira ayudó a que la impresión fuera supervisada por los diseñadores y el encargado de la máquina. Esto permitió decidir sobre el tipo de mallado y la densidad de impresión que son aspectos importantes y de los cuales se hablará posteriormente en el Capítulo 5.

Una breve aclaración sobre el funcionamiento de la impresora utilizada se hace necesaria porque no son herramientas que se utilicen cotidianamente. La impresión 3D con tecnología FDM consiste en ir depositando capa por capa del material, hasta conseguir darle la forma a toda la pieza. En algunas ocasiones se tuvo que utilizar material de soporte porque no había la suficiente superficie de contacto para que el material impreso mantuviera su forma. Esto debido a que la impresora ejerce cierta fuerza sobre la impresión y esta se encuentra a altas temperatura; en los plásticos hace que el material sea maleable y empiece a deformarse.

## CAPITULO 5

### 5 SELECCIÓN DEL MALLADO Y DENSIDAD EN LA IMPRESIÓN 3D

Una vez determinado el material con el que se va a realizar la impresión, los siguientes aspectos por analizar fueron: la necesidad de resistencia que debería tener la pieza, y la aplicación que se le daría a la pieza. Estas dos condiciones ameritaban que se realice varias pruebas hasta encontrar un balance óptimo de uso.

Se debe tener en cuenta las condiciones de operación básicas cuando se creó el diseño, estableciendo que el material tenga alta resistencia sin ser totalmente rígido. Partiendo de esta condición se decidió experimentar con las siguientes disposiciones.

#### ANILLO ELÍPTICO

5.1

Se realizó dos impresiones de este elemento, ver Figura 19, con las siguientes características:

- Malla transversal con densidad 70: condiciones que permiten que el elemento soporte la carga de trabajo y una deformación mayor con respecto a piezas más rígidas.
- Malla transversal con densidad 100: al tener una densidad más alta y el mismo mallado que la pieza anterior, se consigue tener mayor resistencia a la deformación. Otorgando así las condiciones máximas a las que puede operar de manera satisfactoria la pieza cuando se encuentre realizando la acción de marchar.



Figura 19. Impresión del anillo elíptico [Autores].

## 5.2 PLANTILLA

En la plantilla se decidió mantener la misma densidad, una densidad de 70 para mirar el comportamiento de la geometría que se le asignó al diseño.

Se sabe que este elemento sufriría las mayores deformaciones entonces se probó con la malla mostrando las siguientes características:

- Malla longitudinal: mallado que se realizó a lo largo de toda la plantilla con la particularidad que la plantilla no tiene las caras planas horizontalmente sino verticales, ver Figura 20.



Figura 20. Plantilla con impresión longitudinal [Autores].

- Malla transversal: mallado que se realizó en con recorrido de empeine interno hacia el empeine externo y a lo largo del pie desde la parte que recrean los dedos hasta la parte trasera que recrea el talón, ver Figura 21.

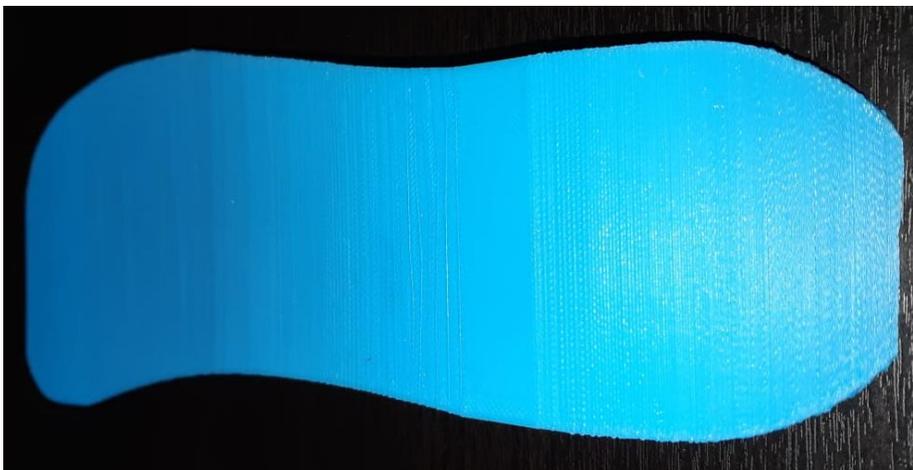


Figura 21. Plantilla con impresión transversal [Autores].

## CAPÍTULO 6

### 6 ESTUDIO ESTÁTICO DEL DISEÑO

El estudio estático se realizó con la ayuda del software **SOLIDWORKS SIMULATOR** en donde se estudió el comportamiento del diseño al ser sometido a cargas verticales como condición más crítica. Esta condición se presenta cuando la prótesis está soportando la totalidad del peso de la persona y no presenta momentos torsores sobre la plantilla ni tampoco en el anillo.

El estudio fue dividido en tres partes, las dos primeras estudian por separado los elementos que componen la prótesis; el tercer estudio analiza el conjunto con lo cual se mostrará las condiciones y comportamientos que se esperan obtener cuando se realice las pruebas físicas sobre el modelo.

#### 6.1

##### ESTUDIO ESTÁTICO SOBRE EL ANILLO ELÍPTICO

Este estudio se realizó aplicando una carga vertical sobre la sección geométrica plana en forma de circunferencia y una sujeción en la parte inferior de la pieza que tiene una sección geométrica de forma rectangular. Esta sujeción permite restringir el movimiento de la pieza y así poder evidenciar las zonas sometidas a mayor esfuerzo interno y la deformación máxima de la pieza en el eje vertical, ver Figura 22.

Nótese que, aunque la deformación máxima se consigue en las zonas azules, la mayor cantidad de esfuerzos se muestra en las zonas rojas. Estas condiciones muestran que el

diseño presenta una buena distribución de esfuerzos internos a lo largo de toda la geometría.

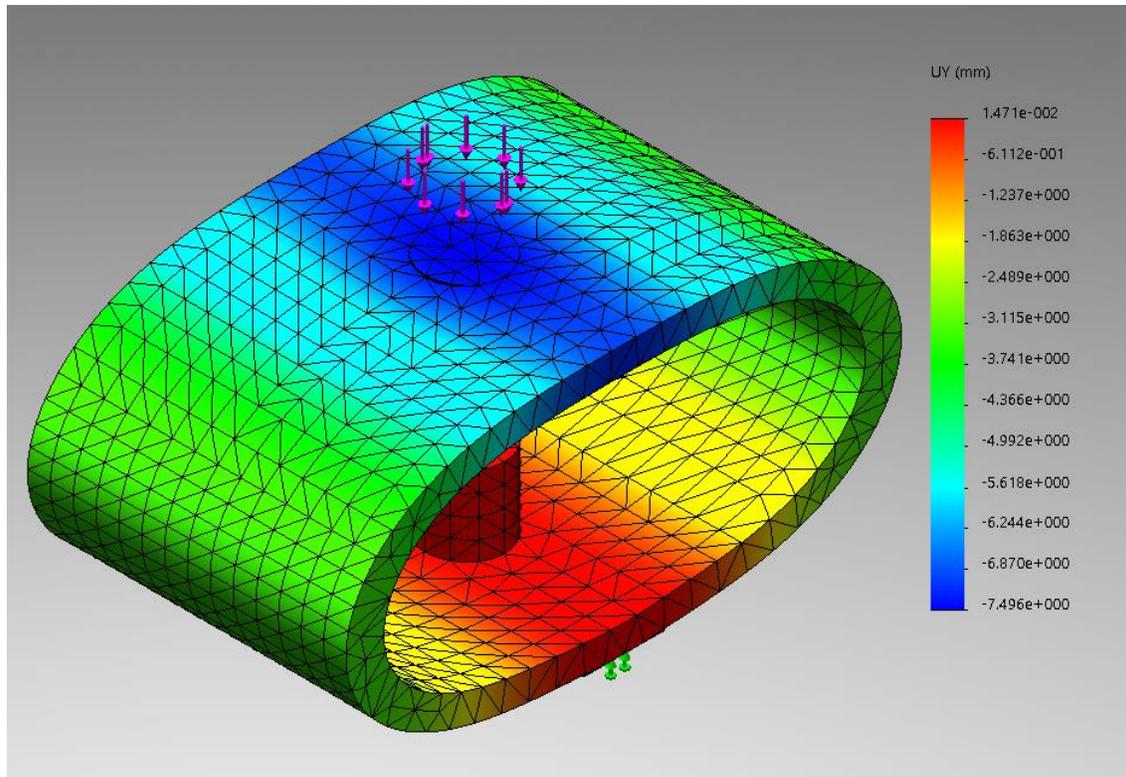


Figura 22. Estudio estático sobre el anillo elíptico [Autores].

6.2

### ANÁLISIS ESTÁTICO SOBRE LA PLANTILLA

Este análisis se realizó aplicando una carga vertical sobre la sección geométrica plana de forma rectangular. El objetivo del análisis es evidenciar las zonas sometidas a mayor esfuerzo interno y la deformación máxima de la pieza en el eje vertical y en el eje horizontal, ver Figura 23 y 24.

La mayor deformación vertical se encuentra en la zona del arco de color azul como se muestra en la Figura 23, cumpliendo la hipótesis que en ésta zona sucedería la deformación máxima del modelo. La zona de color rojo tiene los esfuerzos internos más concentrados

siendo esta, la zona estructural crítica y donde se espera que se encuentre el fallo del diseño; esta zona simula los dedos en la parte frontal del pie. En éste punto se encuentra ubicado el apoyo fijo, por consiguiente, es la zona donde la deformación es menor, pero la concentración de esfuerzos es más crítico.

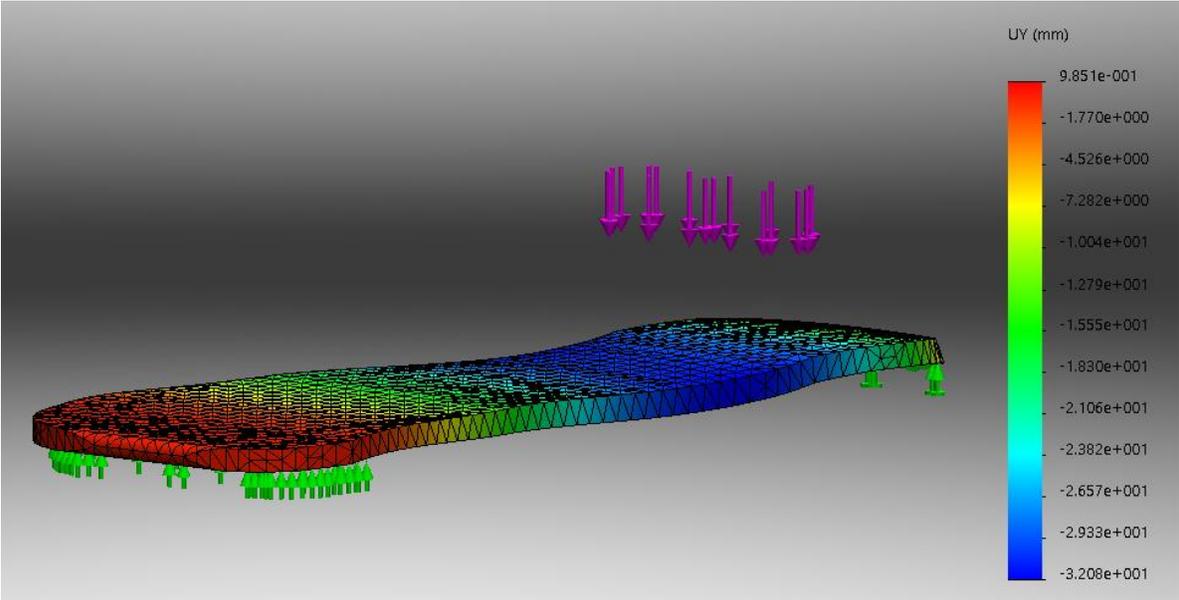


Figura 23. Estudio estático plantilla con deformación en el eje "y" [Autores].

En la Figura 24 se muestra la deformación en el eje x, después de aplicar la fuerza sobre el diseño. Este resultado se tendrá en cuenta solo si en algún momento se decide hacer un análisis sobre la superficie original del modelo y el área final de contacto.

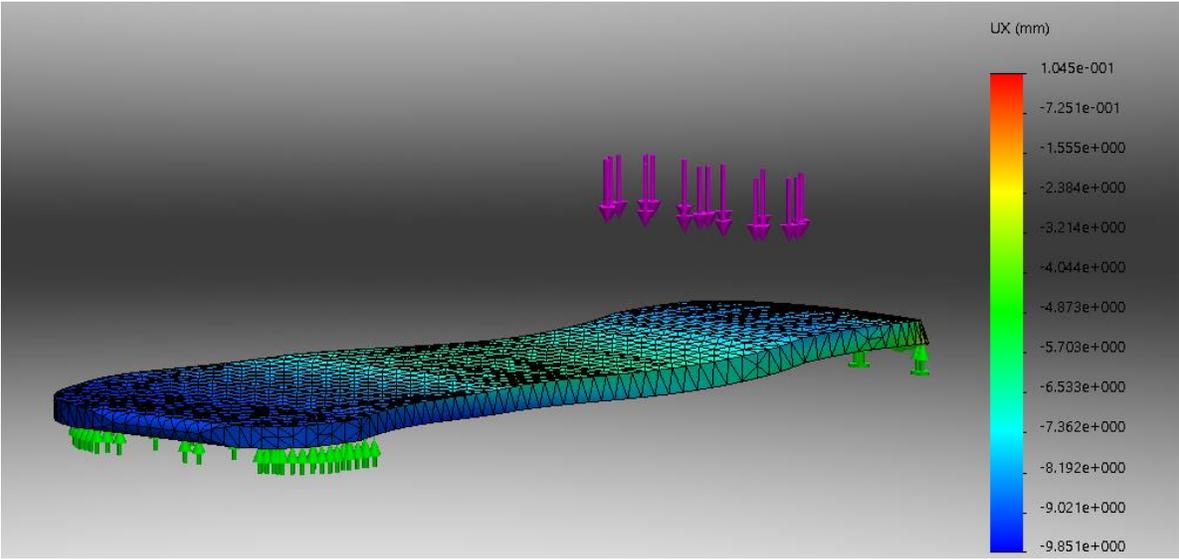


Figura 24. Estudio estático plantilla con deformación en el eje "x" [Autores].

## ANÁLISIS ESTÁTICO DEL ENSAMBEL O CONJUNTO

6.3 Se realiza el ensamble en el software **SOLIDWORKS** con el fin de determinar los puntos de mayor impacto en la estructura; no se utilizarán las medidas de deformación debido a que físicamente no son sumables porque son geometrías diferentes y resistencias diferentes. Para el análisis, se presentará primero la deformación del elemento menos rígido hasta llegar al límite elástico; posteriormente, se presentan los elementos de mayor rigidez, ver Figura 25, 26 y 27.

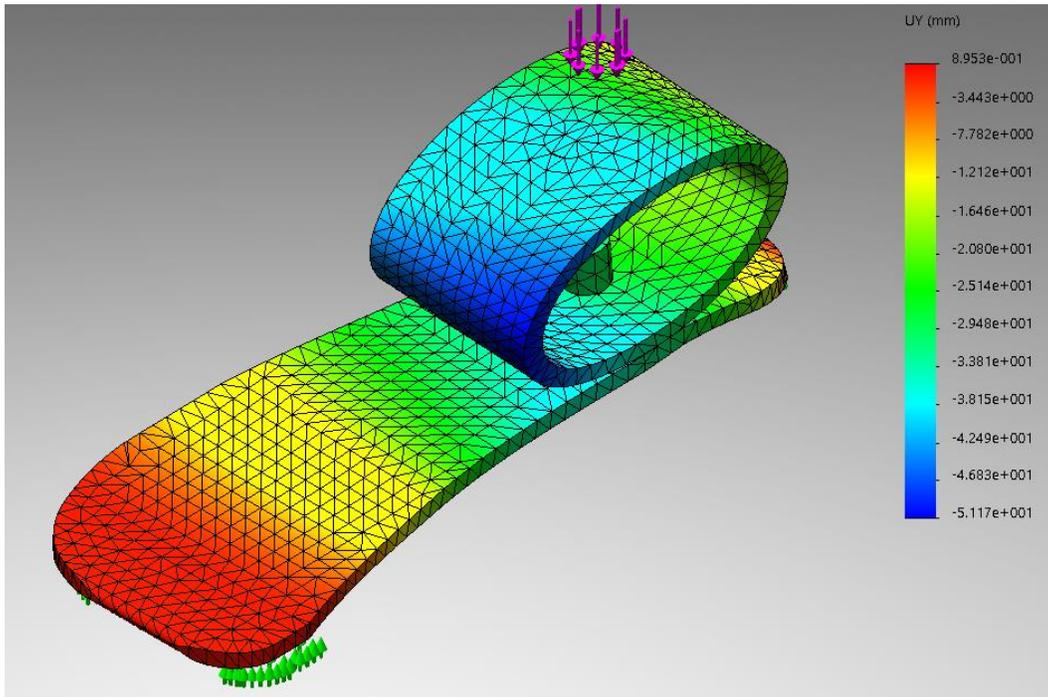


Figura 25. Estudio estático conjunto con deformación en el eje "y" [Autores].

Una condición que es evidente al ver el conjunto ensamblado, comparándola con el estudio de los elementos independientes bajo las condiciones de fuerza para el uso normal, es que al permitir que la plantilla se deforme, reduce las zonas rojas sobre el anillo; de esta manera

se consigue una mejor distribución de esfuerzos internos sobre toda la geometría del conjunto.

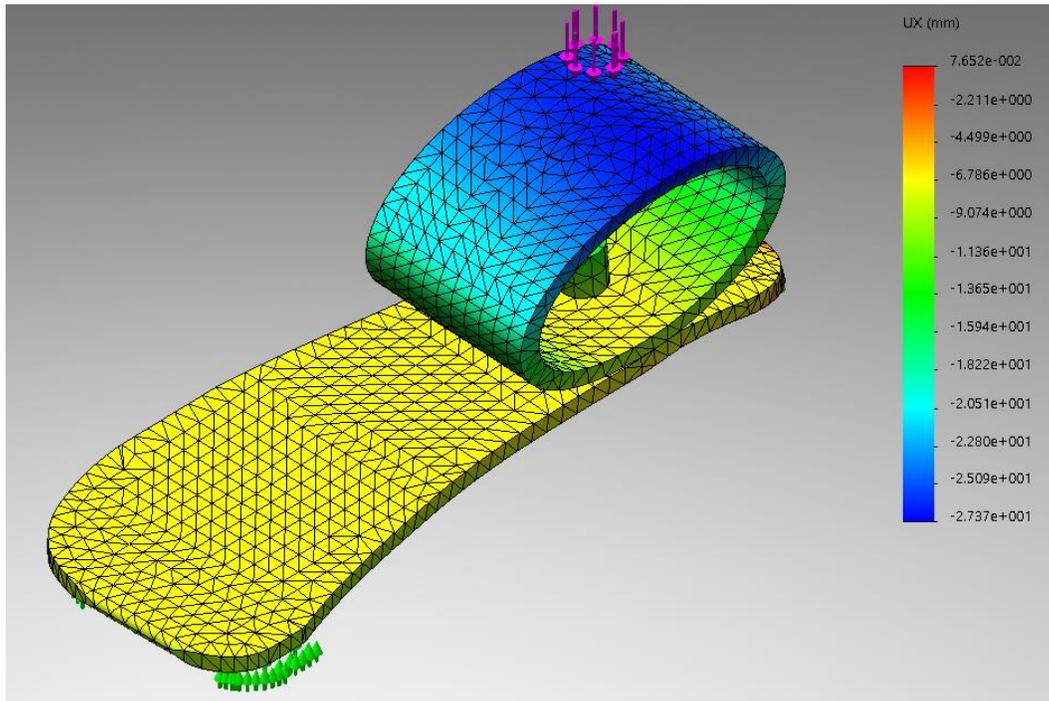


Figura 26. Estudio estático plantilla con deformación en el eje "x" [Autores].

En el conjunto, ver figura 27, se presenta un desplazamiento vertical con respecto a la línea horizontal, lo cual afecta la comodidad del usuario; este desplazamiento tendrá que ser compensado por la cadera. Normalmente este tipo de situaciones se encuentran presentes en la extremidad real, aunque su efecto es disminuido gracias a la movilidad de las articulaciones y a la extensión y contracción del tejido muscular de la pierna.

En la Tabla 8 se muestra la información obtenida de deformación axial del estudio estático con el parámetro de fuerza definido. La información de la tabla 8, se utilizó como parámetros base de comparación con los resultados físicos, los cuales servirán para mantener un rango de operación cuando se realice las pruebas mecánicas sobre el prototipo.

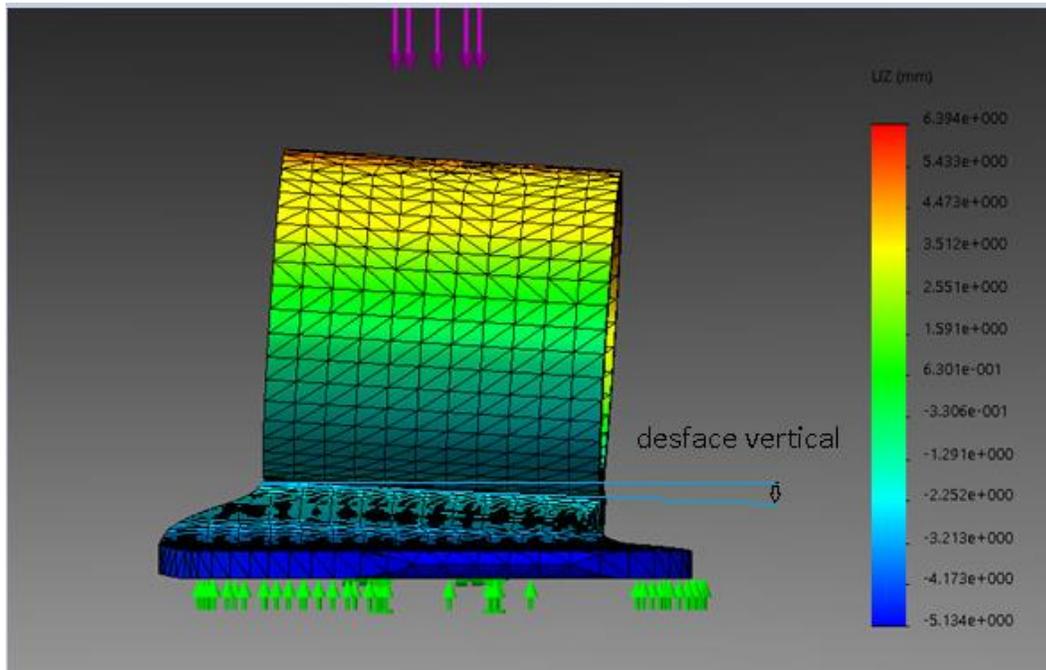


Figura 27. Estudio estático plantilla con deformación en el eje "z" [Autores].

Tabla 8. Datos de deformación obtenidos en software [Autores].

ELEMENTO	CARGA (N)	VARIABLE DE SALIDA DEFORMACIÓN EN EJES $d(\text{mm})$	
		X	Y
<b>Anillo Elíptico</b>	735	---	7,49
<b>Plantilla</b>		9,85	32,08
<b>Conjunto</b>		27,37	38,15

## CAPÍTULO 7

### 7 PRUEBAS MECÁNICAS

El ensayo de compresión se realiza en materiales estructurales como el acero o el hormigón y sirve para determinar la resistencia de un material a la compresión o la capacidad de deformación de dicho material. Este ensayo se realizó utilizando la MAQUINA UNIVERSAL ZD 40 WPM Leipzig, ver Figura 28.

En este trabajo de grado se realiza el ensayo a compresión sobre las piezas impresas en ABS. Estas pruebas se realizaron con algunas contemplaciones y restricciones debido a que no se realizaron bajo una norma.

La teoría sugiere que la probeta a la que se le vaya a realizar el ensayo sea normalizada, de sección transversal uniforme y toda del mismo material. En el caso de los modelos, no se tiene una pieza normalizada, pero se utilizarán los datos obtenidos en la Tabla 8, para comparaciones de deformación unitaria al aplicar la carga límite de 735 N o llegar al punto de ruptura como evento crítico.



Figura 28. Maquina universal ZD 40 WPM Leipzig [Autores].

## ENSAYO MECANICO A COMPRESION ANILLO DENSIDAD 70

7.1 En la Figura 29 se muestra el montaje para realizar el ensayo, se hizo necesario utilizar una madera como soporte inferior como método de precaución en que la pieza se llegue a romper.

También se utiliza un papel de lija para simular una superficie rugosa y aumentar el agarre entre la superficie de la pieza y el soporte inferior como se muestra en la Figura 29, evitando que, al momento de aplicar la fuerza, la pieza vaya a salir disparada por no tener centrado el punto de aplicación de la fuerza.



Figura 29. Ensayo a compresión anillo elíptico densidad 70 [Autores].

En la Figura 30 se muestra los resultados obtenidos.

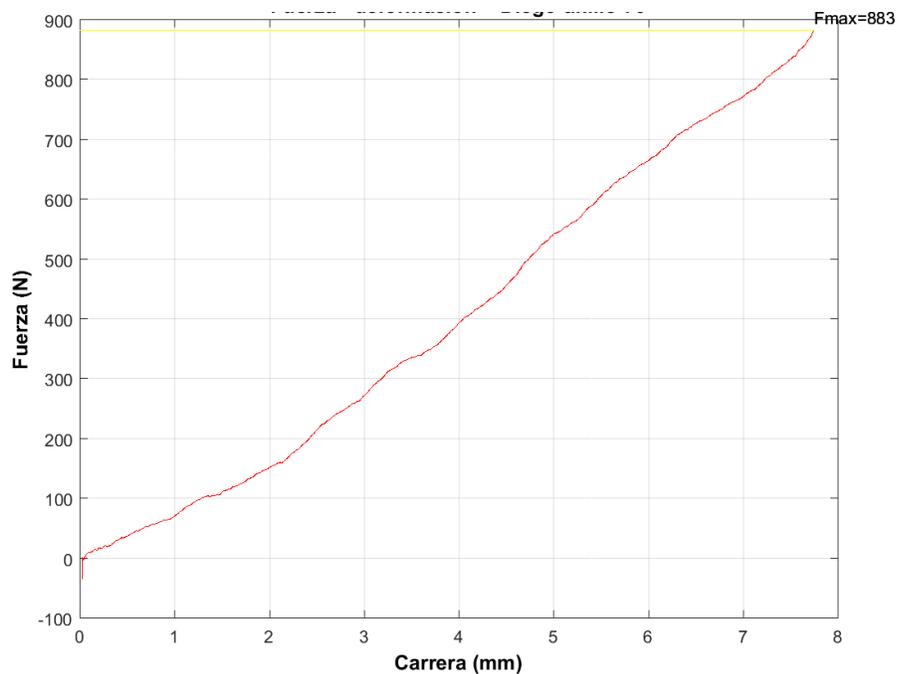


Figura 30. Gráfica Fuerza vs carrera Anillo densidad 70 [Autores].

7.2

### ENSAYO MECÁNICO A COMPRESIÓN EN EL ANILLO CON DENSIDAD 100

Con las mismas condiciones para el montaje anterior, se realiza el montaje para esta pieza, tal como se muestra en la Figura 31.



Figura 31. Ensayo a compresión anillo elíptico densidad 100 [Autores].

En la Figura 32 se muestran los resultados obtenidos.

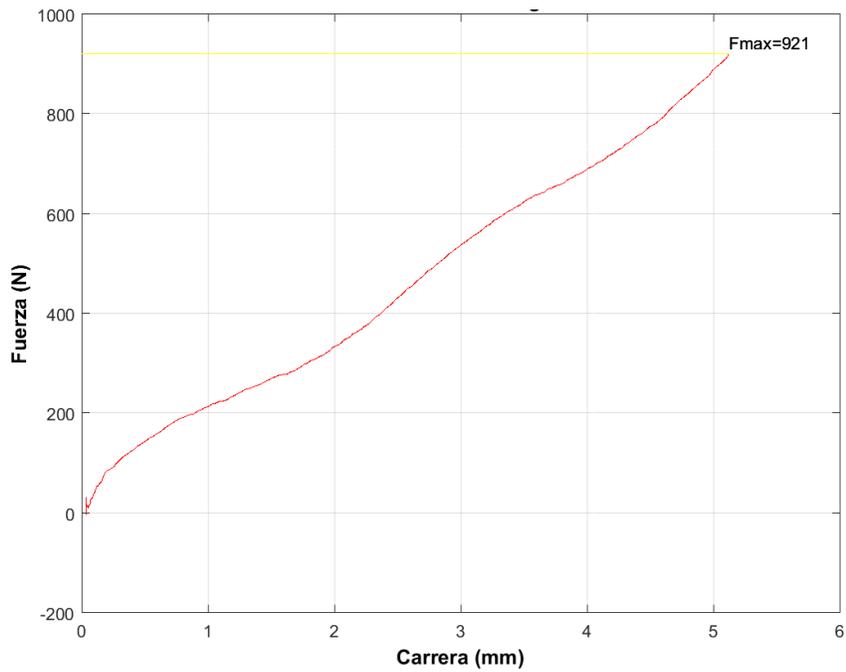


Figura 32. Gráfica Fuerza vs carrera densidad 100 anillo [Autores].

## ENSAYO MECÁNICO A COMPRESIÓN PLANTILLA DENSIDAD 70 MALLA TRANSVERSAL

7.3 Para el ensayo en la plantilla, las condiciones de montaje en las que se realizó la prueba fue de mayor planificación. La fuerza no se aplicó sobre la mitad de la pieza, esto puede provocar movimientos extraños en el transcurso de la prueba. Estos movimientos fueron restringidos al hacer uso del papel de lija otorgando un mayor agarre y permitiendo que la prueba se ejecute con más control. El montaje del ensayo se observa en la Figura 33.

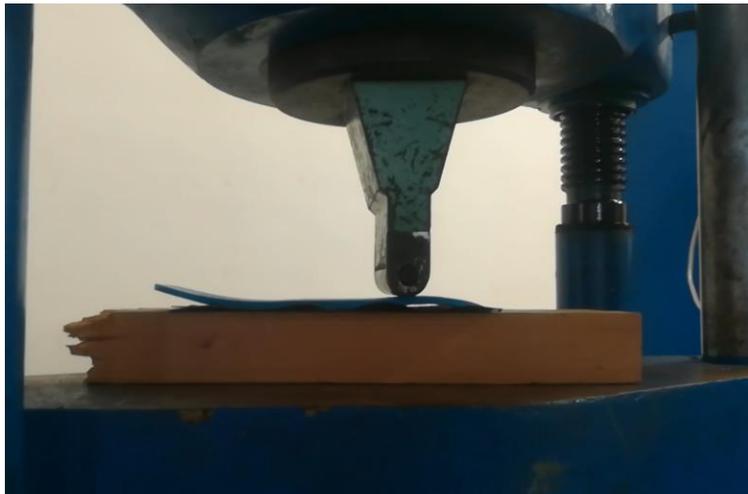


Figura 33. Ensayo a compresión plantilla mallado transversal [Autores].

Mientras aumenta la carga, la pieza empezó a emitir sonidos similares a los de ruptura o separación de fibras. Estos dan aviso que la pieza sufre los efectos de la deformación, la cual estaba poniendo a prueba el diseño con respecto a la integridad estructural. Estos sonidos alertaron e hicieron que el operario realice el aumento de la carga de forma pausada, logrando así que la pieza se vaya deformando lentamente al transcurrir del tiempo. En la Figura 34 se muestran los resultados obtenidos.

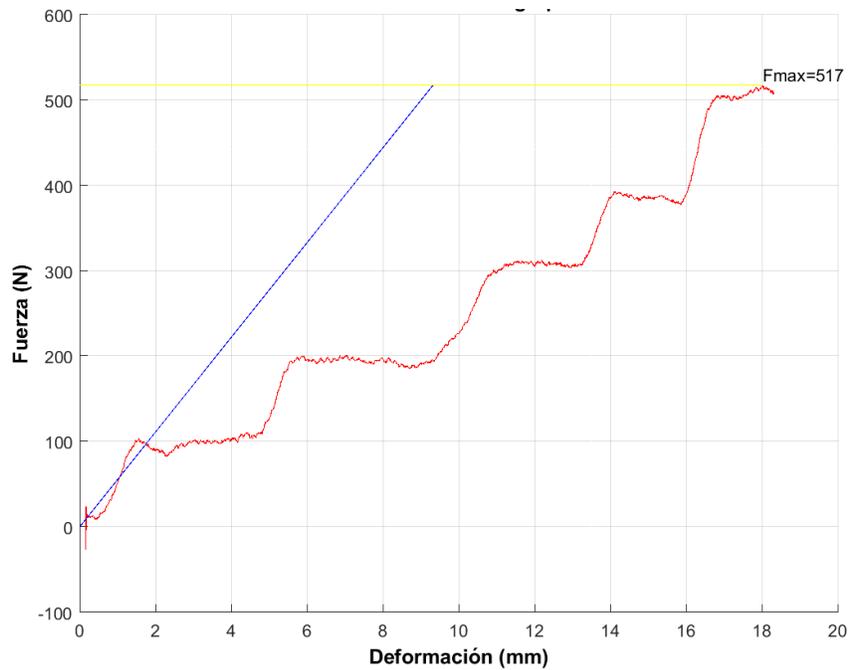


Figura 34. Gráfica Fuerza vs carrera plantilla mallado transversal [Autores].

7.4 ENSAYO MECANICO A COMPRESION PLANTILLA DENSIDAD 70 MALLA LONGITUDINAL  
 El montaje para el ensayo se muestra en la Figura 35.



Figura 35. Ensayo a compresión plantilla mallado longitudinal [Autores].

Mientras la prueba estaba en proceso, el sonido de separación de fibras se hizo presente; en esta ocasión, sí se comprometió la integridad estructural de la pieza. Se procedió a mantener la carga constante por unos segundos hasta que la pieza llegó al punto de ruptura. En este instante la liberación de la energía almacenada se presentó, expulsando en el aire las dos partes en las que se fragmentó, suceso que se muestra en la Figura 36.



Figura 36. Ruptura de la plantilla mallada longitudinal [Autores].

En la Figura 37 se muestran los resultados obtenidos.

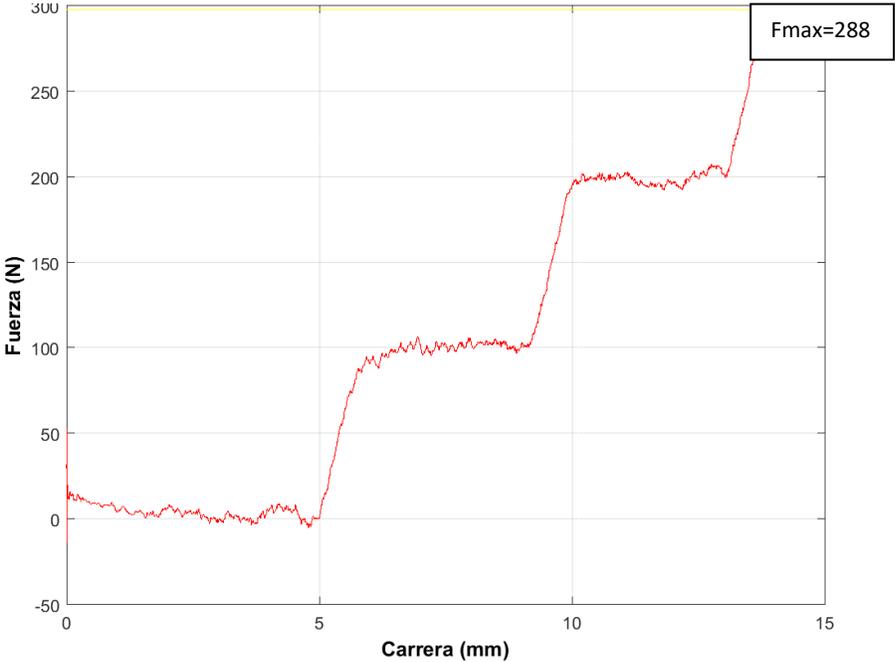


Figura 37. Gráfica Fuerza vs carrera plantilla mallado longitudinal [Autores].

## CAPÍTULO 8

### 8 ANÁLISIS DE RESULTADOS Y DISCUSIONES

Una vez realizadas las pruebas y teniendo las gráficas listas para cada ensayo, se procede a analizar y comparar los parámetros obtenidos, los resultados se muestran en la Tabla 9.

Tabla 9. Datos de Fuerza y Deformación obtenidos en ensayo y software [Autores].

Pieza	Carga Base 735 N	Deformación en el ensayo (mm)	Deformación en el Software (mm)
ANILLO DENSIDAD 70	883	7,7	7,49
ANILLO DENSIDAD 100	921	5,2	
PLANTILLA DENSIDAD 70 MALLA TRANSVERSAL	517	18,3	32,08
PLANTILLA DENSIDAD 70 MALLA LONGITUDINAL	288	NO REGISTRA	

8.1

#### ANÁLISIS PARA EL ANILLO ELÍPTICO:

Una vez realizada la prueba de compresión sobre las piezas, se puede observar que las dos piezas soportaron de manera satisfactoria la carga de 735 N; este comportamiento permitió llevar la prueba a otro límite, logrando aplicar más fuerzas sin llegar al punto de ruptura. Este límite solo se ejecutó con el fin de explorar el comportamiento estructural de las piezas sin tener que acudir a una prueba destructiva del material.

Las Figuras 30 y 32, muestran que los anillos siguen su comportamiento mecánico sobre los límites elásticos del material, brindando de esta manera un factor de seguridad alto para las condiciones de uso destinadas para la pieza.

Las Figuras 30 y 32, muestran un comportamiento casi lineal en la zona elástica, permitiendo de esta manera enunciar que las condiciones de mallado sean un factor importante para encontrar el rango óptimo de funcionamiento.

Un mallado en el anillo con densidad 70 permitió un desempeño de 20,2 % por encima del valor base de 735 N, valor que es aceptable cuando inicialmente se consideró que solo se pasaría en un 10 % la carga inicial. Con respecto a las deformaciones solo se logró superar en un 2,8 % la deformación que se obtuvo mediante el software.

Un mallado en el anillo con densidad 100 permitió un desempeño de 25,3 % por encima del valor base de 735 N, valor que es aceptable cuando inicialmente se dijo que solo se pasaría en un 10 % la carga inicial. Con respecto a la deformación se disminuyó en un 30,6 % la deformación que se obtuvo mediante el software.

Con estos dos resultados se demuestra que el diseño de anillo para simular el tobillo en el cuerpo humano cumple la función deseada.

Tener un elemento demasiado rígido permite soportar grandes cargas, pero no presentará deformaciones significativas que ayuden a disipar las energías acumuladas dentro de la estructura, de esta manera será propenso a fallar de forma inesperada.

8.2

## ANÁLISIS PARA LAS PLANTILLAS

Al realizar la prueba de compresión sobre las piezas, se puede observar que las dos piezas no pudieron llegar a ser sometidas a la carga de 735 N. La primera pieza no permitió observar más deformación ya que se encontraba tocando totalmente la superficie inferior de soporte, lo cual ocasionaba que la máquina universal se exigiera más, ocasionando daños sobre sí misma en la parte hidráulica. La pieza no soportó la prueba, sufriendo fractura y expulsión de sus fragmentos lo cual hizo que la prueba no pueda llegar hasta el valor establecido.

Las gráficas presentan un comportamiento escalonado, esto hace de que la zona elástica no permita un análisis estructural porque en esta zona no se tiene en cuenta el tiempo de exposición de la pieza bajo un valor constante de carga, valor en el cual la deformación si siguió aumentando.

Las Figura 35 y 38, muestran que para un mismo valor de carga podremos obtener muchos valores de deformación.

Un mallado transversal permitió un desempeño de 29,6 % por debajo del valor base de 735 N, valor que es aceptable porque no se llevó la pieza hasta lograr alcanzar la fuerza establecida por cuestiones de seguridad y funcionamiento de la Máquina Universal. Se puede suponer que, en caso de permitirse llegar al límite establecido, la pieza si pudo haber soportado la carga aplicada debido a que ya se encontraba totalmente deformada. Con respecto a las deformaciones solo se logró llegar a un 42,95 % por debajo de la deformación que se obtuvo mediante el software.

Un mallado longitudinal en la plantilla no permitió obtener un valor con el cual comparar la deformación ni tampoco la fuerza porque la pieza se fracturó. La pieza desde el proceso de impresión presentó problemas, fue una pieza la cual no contaba con un cuerpo totalmente rígido y uniforme, presentaba grietas y zonas de menor espesor.

Todas estas condiciones son a las que los proyectos con plásticos se deben limitar al ser utilizado el método de impresión 3D cuando de geometrías complicadas se tratan de replicar.

Con estos dos resultados se demuestra que el diseño de la plantilla es el elemento crítico estructuralmente cuando se habla del conjunto anillo plantilla.

Analizando de manera global los resultados se puede apreciar que se obtuvo un valor de deformación máximo de 2 cm en el conjunto, las pruebas mecánicas muestran una deformación mayor a 2 cm utilizando el método de impresión 3D, pero utilizando el método de inyección es posible conseguir reducir la deformación al valor requerido.

Tener una deformación mayor a 2 cm no es malo cuando la intención de este proyecto era obtener un prototipo el cual sirva para analizar las condiciones de viabilidad de selección de material, geometría y técnicas de manufactura en los procesos de producción de prótesis.

## 9 CONCLUSIONES

- En este trabajo de grado se diseñó, construyó y se realizaron pruebas en un prototipo de prótesis transtibial, basado en un diseño computacional, identificando los materiales a utilizar, para aumentar su tiempo de uso y la comodidad de los usuarios.
- Para el entendimiento del comportamiento cinético mecánico de las extremidades inferiores, el estudio se basó en información relacionada con personas que han sufrido amputaciones y enfermedades que comprometen la extremidad [2].  
Los resultados de estos estudios fueron obtenidos con mayor precisión ya que contó con instrumentos de medición adecuados para el caso previamente expuesto, permitiendo tener una perspectiva clara de lo que es el movimiento cinético mecánico de la extremidad en su totalidad, aportando información relevante y concisa para el desarrollo de este proyecto que buscó diseñar una prótesis cómoda, económica y por ende asequible por los diferentes estratos socioeconómicos que lo necesiten para mejorar la calidad de vida del usuario.
- Fue necesario restringir algunas condiciones de movimiento para encontrar un diseño óptimo el cual cumpliera con el funcionamiento de la extremidad. En este diseño se parametrizó algunas condiciones como peso, longitud de marcha, rapidez de marcha y ciclo de uso por día; diseñando el modelo apropiado para la necesidad mecánica y de funcionamiento haciéndola más asequible a los afectados, el cual le darían un uso básico a la prótesis durante el día facilitándoles de manera suficiente las tareas pertinentes.
- Teniendo en cuenta una lista de varios elementos plásticos y materiales compuestos para cumplir con las condiciones de los parámetros de funcionamiento y diseño. La selección del material se realizó pensando en el uso de la prótesis, facilidad de construcción y precio en el mercado, la mejor opción para la geometría y diseño del modelo fue el ABS debido a la variedad de técnicas de manufactura como lo es procesos de impresión, inyección y mecanizado.

- Se realizó un modelo computacional de la pieza, observando los acabados de la geometría y diseño el cual permitió realizar modificaciones según la necesidad que se iba presentando mecánicamente hablando, entre estos cambios está: redimensionar, cambiar los espesores de la geometría, cambiar los apoyos y restricciones de movimiento para simular todos los casos en los que se encontraría la pieza en el uso real. Estos cambios se realizaron con el fin de encaminar el diseño a soportar las condiciones más difíciles en el uso sin tener que acudir a la creación y experimentación en la pieza real debido a que esto representaría un alto costo para el proyecto porque muchos de los cambios que se hicieron eran mínimos hasta encontrar el mejor diseño y de esta manera optar al proceso impresión de la pieza final.
- Al no contar con una norma vigente que se aplique estrictamente a la fabricación de piezas en ortopedia utilizando técnicas de manufactura de tipo no comerciales, se procedió a fabricar el prototipo con la geometría establecida, mediante la tecnología FDM de impresión 3D, para ello se realizó un estudio estático simulado computacionalmente de la pieza, observando el desempeño de la geometría y obteniendo valores de referencia necesarios para estudios mecánicos.
- La geometría del diseño y selección del material para la construcción del prototipo de prótesis transtibial presentó un desempeño positivo al momento de realizar las pruebas mecánicas. La fiabilidad del diseño es alta mientras se tenga un estricto control sobre los parámetros que se obviaron para obtener un modelo estructuralmente rígido y confiable, no obstante la técnica de impresión en 3D no es la mejor opción para los posteriores usos de la pieza dejando como alternativas otras técnicas de fabricación y la posibilidad de un nuevo diseño que no sea un solo elemento rígido si no un acople de elementos flexibles para permitir un mejor funcionamiento en diferentes condiciones que no restrinjan la movilidad de la extremidad.

## RECOMENDACIONES

- Realmente se sabe que el cuerpo humano es una maquina perfecta hecha a la medida por eso si se piensa en replicar tal cual los movimiento de todas las articulaciones es un tema bastante complejo en todo sentido, por eso se propone en futuros estudios con mejores tecnologías e instrumentos involucrar movimientos que no se proponen en este trabajo como rotación angular horizontal haciendo referencia a el suelo como superficie horizontal y rotación angular vertical pero perpendicular al plano sagital.
- Las tecnologías de impresión 3D son excelentes y muy buenas para recrear objetos solidos de manera económica y rápida, pero para este tipo de proceso existen varias tecnologías valga la redundancia las cuales la calidad se ve muy cuestionada. Por eso se recomienda hacer uso de impresoras 3D con tecnologías de mejor calidad como la SLA la cual llega a dar una densidad mucho más uniforme para acercarse más a las propiedades físicas del material, propiedades que se garantizarían en procesos de fabricación de inyección.
- Realizar un estudio de fatiga de materiales que pueden ser utilizados para crear prótesis es un buen complemento para este proyecto, debido que los efectos de fatiga comprometen estructuralmente la pieza.

En este proyecto solo se plantea el estudio estático para poder encontrar el diseño aunque se deja como posibilidad la experimentación con otras técnicas para realizar modificaciones las cuales mejoren los resultados

- La utilización de materiales que aporten soporte o resistencia mecánica en la utilización de plásticos se hace necesaria cuando estos materiales se ven expuestos a fuerzas que produzcan fallas mecánicas. Elementos como almas o núcleos de

refuerzo, combinación de materiales plásticos que mejoren las condiciones de rigidez y deformación y materiales compuestos aportan mejores resultados, aunque los costos serian elevados.

- Obtener un diseño que permita tener una confiabilidad alta en todos sus componentes permite crear una visión de producción y comercialización de dichos compuestos, estos productos pasarán estrictas pruebas de control que determinarán si el diseño cumple con las normas del mercado. Investigar sobre la necesidad que existe en este campo y los parámetros que debe cumplir una pieza de este estilo enfocará este estudio a complementar un aspecto de investigación que muchos proyectos omiten que es el valor comercial que podría tener un diseño que parte desde la investigación y se origina desde cero.

## BIBLIOGRAFIA

1. Ministerio de Salud y Protección Social. Resolución °00002968,14 de agosto 2015. *Por la cual se establecen los requisitos sanitarios que deben cumplir los establecimientos que elaboran y adaptan dispositivos médicos sobre medida de tecnología ortopédica externa ubicados en el territorio nacional.* Colombia. Ministerio de Salud y Protección Social. Recuperado de <https://www.invima.gov.co/images/pdf/normatividad/dispositivos-medicos/resoluciones/Resoluci%C3%B3n%202968%20de%202015.pdf>
2. Correa, J. E., Ávila, C., Lopez, G., Pinzón , C., & Rodríguez, M. (2010). *Análisis computarizado de la marcha de amputados transfemoral unilateral con prótesis.* Ciencias de la Salud, 1(2), 135-150.
3. Richter, H., Dan, S., Smith, W., Samorezov, S. (2015). *Dynamic modeling, parameter estimation and control of a leg prosthesis test robot.* Applied Mathematical Modelling, 39(2), 559 - 573.
4. Zheng, H., Xiangrong S. (2015). *Design and control of a pneumatically actuated transtibial prosthesis.* Journal of Bionic Engineering, 12(2), 217 - 226.
5. Rodríguez, A. (2011). *Desarrollan extremidades robóticas controladas por la mente,* T21, 3. Recuperado de [https://www.tendencias21.net/Desarrollan-extremidades-roboticas-controladas-por-la-mente\\_a6414.html](https://www.tendencias21.net/Desarrollan-extremidades-roboticas-controladas-por-la-mente_a6414.html)
6. Goffreri, C. L. (2015). *Avances mas notables en la tecnología de prótesis.* Recuperado de <https://www.biobiochile.cl/noticias/2015/11/28/los-avances-mas-notables-en-la-tecnologia-de-protesis.shtml>

7. Perry, J. (2000). APminebanconvention-CIREC. *Revista Semana*, 24.
8. Rajtukova, V., Michalikova, M., Bendnarcikova, L., Balogova, A., Zivcak, J. (1014). *Biomechanics of lower limb prostheses*. *Procedia engineering*, 96, 382 - 391.
9. Silva, C. A. (2015). *Modelamiento de la marcha humana con protesis de miembro inferior mediante herramientas de simulacion dinamica*. (Trabajo de maestria en ingenieria mecanica). Recuperado de <http://bdigital.unal.edu.co/48031/1/80796285-2015.pdf>
10. Suwattananwong, P., Surangseem, D., Sermkiat, J. (2017). *Above-Knee prosthesis design based on fatigue life using finite element method and design of experiment*. *Medical Engineering and Physics*, 43, 86 - 91.
11. Doberti, M. (2017). *Diseño de una prótesis de pierna para amputados transtibiales* (Trabajo de grado. Programa, Ingeniero civil mecánico). Universidad de Chile, Chile.
12. Lanza Medina, U. *Diseño y construcción de una prótesis ortopédica modular para amputado transtibial* (Trabajo de grado. Programa, Ingeniero mecánico). Universidad Simón Bolívar. Caracas.
13. García Merino, J. A., Rodríguez Dávila, C. J. *Diseño de una prótesis transtibial amortiguada* (Trabajo de grado. Programa, Ingeniero en control y automatización). Instituto Politécnico Nacional. México.
14. Salazar, A, O. (2012). *Evaluación Protésica*. Bogotá: Universidad Militar Nueva Granada.

## ANEXOS

### FICHA TECNICA DE PP

#### Propiedades mecánicas (\*)

	<u>Moldeo por inyección</u>		<u>Impresión 3D</u>	
	Valor típico	Método de ensayo	Valor típico	Método de ensayo
Módulo de elasticidad a la tracción	390 MPa	ISO 527	220 MPa	ISO 527 (1 mm/min)
Esfuerzo de tracción a la deformación	14 MPa	ISO 527	8,7 MPa	ISO 527 (50 mm/min)
Esfuerzo de tracción a la rotura	Ninguna rotura en el intervalo de ensayo	ISO 527	Ninguna rotura en el intervalo de ensayo	ISO 527 (50 mm/min)
Alargamiento a la deformación	13 %	ISO 527	18 %	ISO 527 (50 mm/min)
Alargamiento a la rotura	200 %	ISO 527	300 %	ISO 527 (50 mm/min)
Resistencia a la flexión	14 MPa	ISO 178	13 MPa	ISO 178
Módulo de flexión	350 MPa	ISO 178	305 MPa	ISO 178

### FICHA TECNICA DEL NYLON

#### Propiedades mecánicas (\*)

	<u>Moldeo por inyección</u>		<u>Impresión 3D</u>	
	Valor típico	Método de ensayo	Valor típico	Método de ensayo
Módulo de elasticidad a la tracción	-	-	579,0 MPa	ISO 527 (1 mm/min)
Esfuerzo de tracción a la deformación	-	-	27,8 MPa	ISO 527 (50 mm/min)
Esfuerzo de tracción a la rotura	-	-	34,4 MPa	ISO 527 (50 mm/min)
Alargamiento a la deformación	-	-	20,0 %	ISO 527 (50 mm/min)
Alargamiento a la rotura	-	-	210,0 %	ISO 527 (50 mm/min)
Resistencia a la flexión	-	-	24,0 MPa	ISO 178
Módulo de flexión	-	-	463,5 MPa	ISO 178

## FICHA TECNICA DEL ABS

<u>Propiedades mecánicas (*)</u>	<u>Moldeo por inyección</u>		<u>Impresión 3D</u>	
	Valor típico	Método de ensayo	Valor típico	Método de ensayo
Módulo de elasticidad a la tracción	2030 MPa	ISO 527 (1 mm/min)	1681,5 MPa	ISO 527 (1 mm/min)
Esfuerzo de tracción a la deformación	43,6 MPa	ISO 527 (50 mm/min)	39,0 MPa	ISO 527 (50 mm/min)
Esfuerzo de tracción a la rotura	-	-	33,9 MPa	ISO 527 (50 mm/min)
Alargamiento a la deformación	4,8 %	ISO 527 (50 mm/min)	3,5 %	ISO 527 (50 mm/min)
Alargamiento a la rotura	34 %	ISO 527 (50 mm/min)	4,8 %	ISO 527 (50 mm/min)
Resistencia a la flexión	-	-	70,5 MPa	ISO 178
Módulo de flexión	-	-	2070,0 MPa	ISO 178

## FICHA TECNICA DEL EMPACK

MECANICAS		
	RESISTENCIA A LA TRACCION (Mpa)	30
	ESTIRAMIENTO EN LA RUPTURA (%)	350
	MODULO DE ELASTICIDAD DE TRACCION (Mpa)	800
	MODULO DE ELASTICIDAD DE FLEXION (Mpa)	1000
	RESISTENCIA AL IMPACTO IZOD (J/m)	NO SE ROMPE
	DUREZA ROCKWELL	NO SE ROMPE
	COEF. DE ROZAMIENTO DE DESLICE P=0.05N/mm2	R70 0.15
	RESISTENCIA A ACIDOS FUERTES	ATACADOS EN ALTAS CONCENTRACIÓN



UHMW

### DATOS TECNICOS

POLIETILENO DE ULTRA ALTO PESO MOLECULAR 1000				PE UHMW 1000
PROPIEDADES MECANICAS A 23°C	UNIDAD	ASTM	DIN	VALORES
PESO ESPECIFICO	gr/cm <sup>3</sup>	D-792	53479	0.93
RESIST. A LA TRACC.(FLUENCIA / ROTU	Kg/cm <sup>2</sup>	D-638	53455	200 / --
RES. A LA COMPRESION ( 1 Y 2 % DEF)	Kg/cm <sup>2</sup>	D-695	53454	45 / 80
RESISTENCIA A LA FLEXION	Kg/cm <sup>2</sup>	D-790	53452	--
RES. AL CHOQUE SIN ENTALLA	Kg.cm/cm <sup>2</sup>	D-256	53453	NO ROMPE
ALARGAMIENTO A LA ROTURA	%	D-638	53455	> 350
MODULO DE ELASTICIDAD (TRACCION)	Kg/cm <sup>2</sup>	D-638	53457	6000
DUREZA	Shore D	D-2240	53505	61 - 64
COEF. DE ROCE ESTATICO S/ACERO		D-1894		0.20 - 0.25
COEF. DE ROCE DINAMICO S/ACERO		D-1894		0.15 - 0.20
RES. AL DESGASTE POR ROCE				MUY BUENA

## NORMA ISO 527

# ISO 527 Determinación de las propiedades de tracción

En esta prueba de tracción, se determinan las propiedades mecánicas esenciales del material de moldeo. Estos valores característicos se utilizan principalmente con fines de comparación.

Los valores característicos son

- Tensión de tracción: fuerza aplicada a la sección transversal inicial de la muestra
- Tensión: cambio en la longitud del medidor con referencia a la longitud inicial del medidor
- Módulo de tracción: gradiente de la curva en el diagrama de tensión-deformación
- Punto de rendimiento: esfuerzo y tensión en el punto de la curva en el que el gradiente es cero
- Punto de rotura: estrés y tensión en el momento de rotura de la muestra.
- Relación de Poisson: relación negativa de deformación transversal a deformación axial

Tanto la **norma ISO 527-1 / -2** como la **ASTM D638** definen los métodos de prueba para **las pruebas de tracción**. Los dos estándares son técnicamente equivalentes pero no proporcionan resultados completamente comparables, porque las formas de las muestras, las velocidades de prueba y el método de determinación de resultados difieren en algunos aspectos.

En la prueba de tracción estandarizada, los resultados se basan en una velocidad de extracción de muestras definida en la muestra. Sin embargo, las cargas en un componente o estructura en servicio real pueden estar dentro de un rango muy amplio de la tasa de deformación. Debido a las propiedades viscoelásticas de los polímeros, las propiedades mecánicas diferentes de las medidas en una muestra de prueba estandarizada normalmente se producen bajo tasas de tensión alteradas. Por esta razón, los valores característicos determinados en una prueba de tracción son solo de idoneidad limitada para el diseño de componentes, pero representan una base muy confiable para las comparaciones de materiales.

## NORMA 604

### ISO 604

La norma ISO 604 determina las propiedades de compresión de los plásticos rígidos no reforzados y reforzados, incluidos los compuestos de alto módulo, cuando se cargan en compresión a velocidades de deformación o carga lentas como el módulo de elasticidad, resistencia a la compresión, tensión de deformación y deformación más allá del punto de elasticidad y proporcionan un estándar Método de comparación de materiales para investigación y desarrollo, control de calidad, aceptación o rechazo según especificaciones y otros propósitos específicos.

Para ISO 604, los bloques de prueba típicos son 50 x 10 x 4 mm para el módulo y 10 x 10 x 4 mm para la resistencia. El espécimen se coloca entre placas de compresión paralelas a la superficie del espécimen. La muestra luego se comprime a una velocidad constante. La carga máxima se registra junto con los datos de tensión-deformación. ISO 604 Se utiliza un extensómetro conectado al accesorio para determinar el módulo de elasticidad. Al realizar pruebas de compresión, se ha encontrado que la alineación de la muestra desempeña un papel importante para lograr una distribución uniforme de la carga, lo que contribuye a la consistencia de los resultados. La norma ISO 604 es técnicamente equivalente a la norma ASTM D695.

## MAQUINA UNIVERSAL

- weight: 400 kg
- Load frame stiffness: 1 x 10<sup>5</sup> N/m
- maximum load:  $\diamond$  100 kN static
- maximum piston path: 150 mm
- maximum unloading velocity: 0,01 m/min
- minimum unloading velocity: 5  $\mu$ m/s (linear)
- Frequency shapes: Ramps
- Data acquisition:
  - Number of channels:
    - 1 x DMS half- and full bridge
    - 1 x DC
    - 1 x Inductive half bridge
  - accuracy:
    - $\diamond$  0,005 % (100 kN-force sensor)
    - $\diamond$  0,1 % (20 mm Inductive path sensor)
  - resolution: 16 Bit at 9,6 kHz sampling rate per channel

### Tecnología de impresión 3D FDM

## Modelado por deposición fundida

---

El **modelado por deposición fundida (MDF)** es un [proceso de fabricación](#) utilizado para el modelado de [prototipos](#) y la producción a pequeña escala.

El modelado por deposición fundida utiliza una función aditiva, depositando el material en capas, para conformar la pieza. Un filamento plástico o metálico que inicialmente se almacena en rollos, es introducido en una boquilla. La boquilla se encuentra por encima de la temperatura de fusión del material y puede [desplazarse en tres ejes controlada electrónicamente](#). La boquilla normalmente la mueven [motores a pasos](#) o [servomotores](#). La pieza es construida con finos hilos del material que solidifican inmediatamente después de salir de la boquilla.

### Tecnología de impresión 3D SLP

## Estereolitografía

---

La estereolitografía es un proceso de fabricación por adición que emplea [resina](#) que [cura](#) mediante luz [ultravioleta](#) en un tanque, y un [láser ultravioleta](#) para construir los objetos. Los objetos tridimensionales son obtenidos mediante la adición de finas capas, impresas una encima de otra. Cada capa es una sección transversal del objeto que el láser traza en la superficie de la resina, que es el material consumible. La resina líquida [cura](#) y se solidifica mediante la exposición al láser de luz ultravioleta, quedando así la capa recién solidificada pegada a la capa previa que existía debajo suya.

