

UNIVERSIDAD DE INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA UTEC

Carrera de Ingeniería Mecánica



**ANÁLISIS MULTI-ESCALA DE UN MATERIAL
COMPUESTO A BASE DE FIBRAS NATURALES
(*STIPA OBTUSA*) PARA EL DISEÑO DE UNA
PRÓTESIS TRANSTIBIAL**

**MULTI-SCALE ANALYSIS OF A COMPOSITE
MATERIAL BASED ON NATURAL FIBERS (*STIPA
OBTUSA*) FOR THE DESIGN OF A TRANSTIBIAL
PROSTHESIS**

Tesis para optar el título profesional e Ingeniero Mecánico

Cristian Jhonatan Córdova Espinoza

Código 201410197

Asesor

José Luis Mantari Laureano

Lima – Perú

Junio 2019

La tesis

**ANALISIS MULTI-ESCALA DE UN MATERIAL COMPUESTO A BASE DE
FIBRAS NATURALES (*STIPA OBTUSA*) PARA EL DISEÑO DE UNA PRÓTESIS
TRANSTIBIAL**

Ha sido aprobada

[Nombres y apellidos del Presidente de Jurado]

José Luis Mantari Laureano

[Nombres y apellidos del Tercer jurado]

Dedicatoria:

Este trabajo de investigación está dedicado a mis padres German Córdova y Celestina Espinoza por todo el apoyo incondicionalmente.

A mi compañera Lys Yañac por su invaluable apoyo en todos mis errores y aciertos y alentarme en terminar este trabajo de investigación.

A mis familiares Ketty, Luis y a todas las personas que me han hecho crecer profesionalmente. Gracias por el aprecio y afecto que tienen hacia mi persona.

Agradecimientos:

Esta tesis se desarrolló en el marco del proyecto "Estudio Comparativo del Potencial de Fibras Naturales Endémicas del Perú para su Uso como Refuerzo en Materiales Compuestos Laminados" financiado por Cienciactiva con contrato Nro 117 - 2016 - FONDECYT.

A mi madre por el apoyo y paciencia a lo largo de los años y por ser la madre más maravillosa del mundo.

A mi compañera, que sin ella este logro no hubiera sido posible.

A mi asesor José Luis Mantari por su apoyo y aliento en terminar este trabajo.

A mi profesor Samuel Charca Mamani, por sus invaluable comentarios que enriquecieron este trabajo de investigación.

A mi profesora Ximena, por su paciencia y apoyo constante durante la elaboración de esta tesis.

Gracias a todos los profesores de Ingeniería Mecánica por sus comentarios acertados para lograr el presente trabajo.

TABLA DE CONTENIDO

Pág.

RESUMEN	xiv
INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO I MARCO TEÓRICO.....	9
1.1 Antecedentes Históricos de las prótesis	9
1.2 Definiciones	12
1.3 Planos anatómicos del cuerpo Humano	13
1.4 Anatomía del Pie	14
1.5 Cinemática del Pie.....	17
1.6 Cinética del Pie.....	18
1.7 Marcha Humana	19
1.8 Ciclo de la Marcha	19
1.9 Clasificación de prótesis de pierna.....	24
1.10 Prótesis transtibiales	26
1.11 Materiales Compuestos	36
1.12 Teoría de Homogenización	37
1.12.1 Micromecánica	37
1.12.2 Teorema del esfuerzo promedio.....	38
1.12.3 Teorema de la deformación promedio	38
1.12.4 Condición de Macrohomogeneidad de Hill-Mandel.....	39
1.13 Materiales Bio-compuestos	39
1.14 Plantas o fibras vegetales basadas en celulosa/lignocelulosa natural	40
1.15 Características de la fibra de <i>Stipa Obtusa</i>	41
1.16 Caracterización de lámina y transformación de coordenadas.	45
1.17 Relaciones de esfuerzo-deformación de un material ortotrópico.....	45

1.18	Material Ortotrópico de una lámina	47
1.19	Orientación de las fibras.....	47
1.20	Aspectos relevantes de OpenSim	48
	CAPÍTULO II METODOLOGÍA	53
2.1	Diseño conceptual	53
2.2	Selección de material	58
2.3	Acondicionamiento del modelo biomecánico y Cálculo de Fuerzas con OpenSim	62
2.4	Caracterización virtual del compuesto de la fibra de <i>Stipa Obtusa</i>	68
2.5	Validación mecánica con Ansys	76
2.6	Análisis Biomecánico con OpenSim.....	86
	CAPÍTULO III RESULTADOS	87
3.1	Diseño conceptual	87
3.2	Selección de material	88
3.3	Acondicionamiento del modelo biomecánico y Cálculo de Fuerzas con OpenSim	89
3.4	Caracterización virtual del laminado del material bio-compuesto de matriz poliéster reforzado con fibra de Ichu (<i>Stipa Obtusa</i>).....	91
3.5	Validación mecánica con Ansys	93
3.6	Análisis Biomecánico con OpenSim.....	112
	CONCLUSIONES.....	119
	TRABAJOS A FUTURO.....	121
	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	122
	ANEXOS	139

ÍNDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1.1 Clasificación de prótesis de pierna	24
Tabla 1.2 Resumen de las principales características de las prótesis encontradas desarrolladas en diferentes investigaciones	35
Tabla 1.3 Taxonomía de la fibra natural <i>Stipa Obtusa</i>	41
Tabla 1.4 Composición química de la especie <i>Stipa Obtusa</i> recolectado en Tinta (Cusco)42	
Tabla 1.5 Resumen de propiedades mecánicas de la fibra de la especie <i>Stipa Obtusa</i>	44
Tabla 2.1 Descripción de conceptos de solución preliminares para la prótesis transtibial..	55
Tabla 2.2 Criterios de diseño con los pesos asignados y nivel de valores de satisfacción de criterio para la selección del concepto óptimo de la prótesis transtibial	56
Tabla 2.3 Criterios de diseño con los pesos asignados y nivel de valores de satisfacción de criterio para la selección del concepto óptimo de la prótesis transtibial	58
Tabla 2.4 Criterios de material con los niveles de valores de satisfacción para la selección del material óptimo del pie protésico.	59
Tabla 2.5 Características de los cinco materiales propuestos para la selección del material óptimo del pie protésico.	59
Tabla 2.6 Criterios de diseño con los pesos asignados y nivel de valores de satisfacción de criterio para la selección de material.	60
Tabla 2.7 Criterios con los pesos asignados y nivel de valores de satisfacción de criterio para la selección del material óptimo del pie protésico.....	62
Tabla 2.8 Propiedades mecánicas de la matriz y la fibra de la especie <i>Stipa Obtusa</i> utilizadas en el análisis micromecánico.....	72
Tabla 2.9 Propiedades mecánicas del laminado compuesto de matriz poliéster con fibras de la especie <i>Stipa Obtusa</i>	77
Tabla 3.1 Matriz de evaluación de conceptos de solución para la prótesis transtibial	87
Tabla 3.2 Descripción de conceptos de solución B, D y BD para la prótesis transtibial	88

Tabla 3.3 Matriz de evaluación de materiales para la prótesis transtibial	89
Tabla 3.4 Resumen comparativo de las propiedades mecánicas del laminado compuesto de matriz poliéster con fibras de la especie <i>Stipa Obtusa</i> calculados con la micromecánica ...	91
Tabla 3.4 Propiedades mecánicas del laminado compuesto de matriz poliéster con fibras de la especie <i>Stipa Obtusa</i>	93
Tabla 3.5 Resultado de evaluación de calidad de malla en el pie protésico	95
Tabla 3.6 Resultado de las cuatro configuraciones propuestas con propiedades de rigidez, deflexión y configuración de laminado.	112
Tabla 3.7 Resultado de las cuatro configuraciones propuestas con propiedades de rigidez, deflexión y configuración de laminado, momento de la rodilla y activaciones musculares.	117
Tabla 3.8 Resultado del modelo final de la prótesis transtibial con las propiedades de rigidez, deflexión y configuración de laminado, momento de la rodilla y activaciones musculares.	118

ÍNDICE DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1.1 Primera prótesis egipcia.....	9
Figura 1.2 Prótesis encontrada en Italia	9
Figura 1.3 Prótesis de Ambrosio Paré.....	10
Figura 1.4 Prótesis de James Potts	11
Figura 1.5 Paciente tomando agua con una prótesis controlada por cineplastia muscular..	12
Figura 1.6 Planos y ejes anatómicos del cuerpo humano.....	13
Figura 1.7 Huesos del pie derecho vista lateral.....	14
Figura 1.8 Bóveda plantar vista planta y lateral.....	15
Figura 1.9 Ligamentos estabilizadores de la bóveda plantar en vista lateral	16
Figura 1.10 Mecanismo de Windlass	17
Figura 1.11 Movimientos angulares del tobillo con respecto a los tres ejes	18
Figura 1.12 Distribución de fuerzas en el pie en el plano sagital (A) y transversal (B).....	19
Figura 1.13 Ciclo de la marcha en el plano sagital.....	20
Figura 1.14 Fase de contacto inicial y respuesta a la carga en la marcha humana.....	21
Figura 1.15 Fase de contacto de contacto final en la marcha humana	22
Figura 1.16 Fase de pre-balanceo e inicial en la marcha humana.....	23
Figura 1.17 Fase de balanceo medio y final en la marcha humana.....	24
Figura 1.18 Diseño de prótesis pasiva desarrollado en Holanda.....	27
Figura 1.19 Prótesis fabricada de matriz epóxica reforzada con fibras de Guada	27
Figura 1.20 Prótesis Soft-foot desarrollado en Italia.....	28
Figura 1.21 Prótesis activa desarrollado por el MIT	29
Figura 1.22 Prótesis biónica desarrollado por el MIT	30
Figura 1.23 Prótesis universal con transmisión de cadenas	30
Figura 1.24 Prótesis de pie bio-inspirado	31
Figura 1.25 Pie protésico cuasi pasiva neumática.....	32
Figura 1.26 Prótesis optimizada de cinco barras	32

Figura 1.27 Prótesis con mecanismo de resortes paralelos [26].....	33
Figura 1.28 Clasificación de materiales compuestos	36
Figura 1.29 Clasificación de fibras celulósicas	40
Figura 1.30 Techado de casa con fibras de Ichu en Ayacucho-Perú.....	41
Figura 1.31 Módulo y resistencia a la flexión longitudinal del laminado reforzado por fibras de la especie <i>Stipa Obtusa</i> tratadas con 1.5M NaOH en función al tiempo tratamiento químico	43
Figura 1.32 Módulo y resistencia a la flexión transversal del laminado reforzado por fibras de la especie <i>Stipa Obtusa</i> tratadas con 1.5M NaOH en función al tiempo tratamiento químico	43
Figura 1.33 Modulo y resistencia a la tensión en la fibra la especie <i>Stipa Obtusa</i> tratadas con 1.5M NaOH	44
Figura 1.34 Coordenadas principales de una lámina de un material compuesto.....	45
Figura 1.35 Efecto de la orientación de las fibras en la resistencia a la tensión	48
Figura 1.36 Flujo de trabajo de OpenSim	48
Figura 1.37 Cinemática Inversa en OpenSim.....	49
Figura 1.38 Control Numérico Computarizado en OpenSim.....	52
Figura 2.1 Flujo de trabajo metodológico	53
Figura 2.2 Matriz morfológica de la prótesis transtibial en estudio.....	54
Figura 2.3 Flujo de trabajo en OpenSim para la obtención de las fuerzas en la interfase extensión tibial/pie protésico.....	63
Figura 2.4 Cálculo de propiedades de inercia, masa y centro de gravedad del pie protésico en el programa Inventor.....	64
Figura 2.6 Ingreso de data experimental para iniciar Cinemática Inversa en OpenSim	65
Figura 2.7 Ingreso y configuración de fuerzas de reacción del suelo en la herramienta Dinámica Inversa en OpenSim.....	66
Figura 2.8 Ingreso de datos requeridos y configuración en la herramienta Optimización Estática en OpenSim.....	67
Figura 2.9 Ingreso de fuerzas musculares calculadas en la etapa de Optimización Estática en la herramienta reacciones de carga en las articulaciones de OpenSim.....	68

Figura 2.10 Flujo de proceso para la caracterización virtual del material compuesto de fibras naturales (<i>Stipa Obtusa</i>)	68
Figura 2.11 Selección de las fibras de la especie <i>Stipa Obtusa</i>	69
Figura 2.12 Atados de fibras seleccionadas de la especie <i>Stipa Obtusa</i>	69
Figura 2.13 Preparación química de la solución a 1.5 M NaOH para la especie <i>Stipa Obtusa</i>	70
Figura 2.14 Resultado de tratamiento químico de las fibras de la especie <i>Stipa Obtusa</i>	70
Figura 2.15 Lámina unidireccional de la especie <i>Stipa Obtusa</i>	71
Figura 2.16 Fabricación de laminados de material compuesto de fibras de Ichu con matriz poliéster	71
Figura 2.17 Proceso de desarrollo del modelo del RVE	73
Figura 2.18 Mallado y simulación del RVE compuesto de fibras naturales de Ichu y matriz poliéster.	74
Figura 2.19 Generación y mallado del Volumen Representativo Elemental (RVE) en el software Digimat	75
Figura 2.20 Flujo de proceso de la validación mecánica con elementos finitos	76
Figura 2.21 Exportación del modelo de pie protésico al software Ansys	78
Figura 2.22 Región de contacto entre el pie protésico y el conector.....	78
Figura 2.23 Mallado del pie protésico y el conector.	79
Figura 2.24 Generación de laminados en ACP pre- Ansys.	80
Figura 2.25 Dirección de laminados en ACP pre- Ansys.....	81
Figura 2.26 Condiciones de contorno del aterrizaje y despegue del pie protésico en Ansys.	82
Figura 3.1 Propuestas de solución conceptual de la prótesis transtibial.....	88
Figura 3.2 Modelo final del muscoesquelético acondicionado	90
Figura 3.3 Resultado de análisis biomecánico para un ciclo de la marcha humana normalizado	90
Figura 3.4 Resultado de la etapa de mallado en Ansys	94
Figura 3.5 Dirección de laminados con espesores y propiedades mecánicas en representación polar	96

Figura 3.6 Resultado de análisis numérico para la etapa de aterrizaje	97
Figura 3.7 Resultado de análisis numérico para la etapa de descanso	97
Figura 3.8 Resultado de análisis biomecánico para un ciclo de la marcha humana normalizado	98
Figura 3.9 Resultado en la etapa de aterrizaje con el criterio de falla Tsai Wu	99
Figura 3.10 Resultado en la etapa de descanso con el criterio de falla Tsai Wu.....	99
Figura 3.11 Resultado en la etapa de despegue con el criterio de falla Tsai Wu	100
Figura 3.12 Dirección de laminados con espesores y propiedades mecánicas en representación polar de primera iteración	101
Figura 3.13 Resultado de análisis numérico de la primera iteración para la etapa de aterrizaje	101
Figura 3.14 Resultado de la primera iteración en la etapa de aterrizaje con el criterio de falla Tsai Wu	102
Figura 3.15 Resultado del análisis numérico de la primera iteración para la etapa de descanso	102
Figura 3.16 Resultado de la primera iteración en la etapa de aterrizaje con el criterio de falla Tsai Wu	103
Figura 3.17 Resultado de análisis biomecánico para un ciclo de la marcha humana normalizado	103
Figura 3.18 Resultado de la primera iteración en la etapa de aterrizaje con el criterio de falla Tsai Wu	104
Figura 3.19 Dirección de laminados con espesores y propiedades mecánicas en representación polar de la segunda iteración	104
Figura 3.20 Resultado de análisis numérico de la segunda iteración para la etapa de aterrizaje	105
Figura 3.21 Resultado de la segunda iteración en la etapa de aterrizaje con el criterio de falla Tsai Wu	105
Figura 3.22 Resultado del análisis numérico de la segunda iteración para la etapa de descanso	106

Figura 3.23 Resultado de la segunda iteración en la etapa de aterrizaje con el criterio de falla Tsai Wu	106
Figura 3.24 Resultado del análisis numérico de la segunda iteración para la etapa de despegue	107
Figura 3.25 Resultado de la segunda iteración en la etapa de aterrizaje con el criterio de falla Tsai Wu	107
Figura 3.26 Dirección de laminados con espesores y propiedades mecánicas en representación polar de la tercera iteración	108
Figura 3.27 Resultado de análisis numérico de la tercera iteración para la etapa de aterrizaje	109
Figura 3.28 Resultado de la tercera iteración en la etapa de aterrizaje con el criterio de falla Tsai Wu	109
Figura 3.29 Resultado del análisis numérico de la tercera iteración para la etapa de descanso	110
Figura 3.30 Resultado de la tercera iteración en la etapa de aterrizaje con el criterio de falla Tsai Wu	110
Figura 3.31 Resultado del análisis numérico de la tercera iteración para la etapa de descanso	111
Figura 3.32 Resultado de la segunda iteración en la etapa de aterrizaje con el criterio de falla Tsai Wu	111
Figura 3.33 Resultado de momentos en la rodilla con las cuatro configuraciones de prótesis propuestos.....	113
Figura 3.34 Resultado de activaciones musculares del musculo recto femoral en la marcha humana.	114
Figura 3.35 Resultado de activaciones musculares del musculo iliopsoas en la marcha humana.	116
Figura 3.36 Resultado de activaciones musculares del musculo biceps femoral en la marcha humana.	117

ÍNDICE DE ANEXOS

	Pág.
ANEXO 1: PLANO DE INGENIERÍA DEL PIE PROTÉSICO	140
ANEXO 2: PLANO DE ENSAMBLE DE PROTESIS TRANSTIBIAL	141
ANEXO 3: PLANO DE CONECTOR DE PIE PROTÉSICO	142

RESUMEN

El presente estudio muestra el análisis multi-escala de un material compuesto a base de fibras naturales (*stipa obtusa*) para el diseño de una prótesis transtibial. Se analizaron diversos aspectos como la biomecánica del ser humano, caracterización virtual del material compuesto mediante un análisis micromecánico bajo el enfoque de elaboración de un Volumen Representativo Elemental (RVE) con microestructura realista en conjunción de solución con el método de los elementos finitos, generación de conceptos de solución y selección de materiales con análisis multicriterio. Asimismo, se calculó las fuerzas generadas durante la marcha humana. En el análisis estructural a macro-escala se propusieron cuatro configuraciones de diseño con diferentes números de laminados y orientación, para luego validar los esfuerzos y deformaciones de cada prototipo con un software comercial de elementos finitos. Finalmente, se realizó un análisis biomecánico para cada configuración propuesto con el fin de cuantificar el efecto de la rigidez de la prótesis sobre los momentos en la rodilla y las activaciones musculares del pie amputado para los músculos bíceps femoral, recto femoral y la iliopsoas. Se determinó que el diseño de prótesis transtibial óptimo que redujo las activaciones musculares durante la marcha humana fue el modelo N°4 (tercera iteración) con un espesor de 9.5 mm, 10 laminados de material bio-compuesto, rigidez de 252 N/mm, deflexión máxima de 3.65 mm durante la etapa de bipedestación.

Palabras Clave: **Prótesis transtibial, Micromecánica, Stipa Obtusa, OpenSim, Ansys**

INTRODUCCIÓN

Las extremidades inferiores constituyen la expresión de movilidad de los seres humanos [1], nos brindan autonomía y son indispensables para realizar nuestras tareas cotidianas. Por consiguiente, la amputación de algún miembro inferior es una discapacidad que deviene en la disminución de la calidad de vida de las personas, afectando su economía, salud, relaciones sociales, ambiente laboral y familia [2].

Los motivos de la pérdida de un miembro inferior son diversos. En el Perú, la principal causa de amputación es la diabetes tipo II, seguida de los accidentes y los males congénitos. De acuerdo al Instituto Nacional de Estadística e Informática (INEI), se estima que a mediados del año 2012, 930 861 personas sufrían de alguna discapacidad para moverse [3]. Así mismo, la retrospectiva de los estudios demuestra que para el año 2040 el porcentaje de la población nacional con diabetes se elevará de 6.4 % a 7.8 % [4]. Como resultado se prevé el aumento de los casos de personas con amputación por debajo de la rodilla.

Por otro lado, en nuestro medio existen prótesis transtibiales de un costo-beneficio poco competitivos que varían de 5 000 USD a 20 000 USD, las cuales son poco accesibles para la mayoría de los pacientes [5]. Esto afirma que la dificultad se encuentra en disponer de prótesis a precios asequibles, funcionales y que generen un impacto social.

El campo de la biomecánica, el desarrollo de prótesis ha avanzado de manera significativa en los últimos años. Actualmente, existen dispositivos, desarrollados en su mayoría con fibra de carbono, que tiene una buena relación de rigidez-densidad para atletas de alta competencia [6]–[8].

Es interesante ver los efectos positivos de los materiales compuestos, pues sin duda son los más indicados para desarrollar estos dispositivos por su alta resistencia mecánica, baja densidad y resistencia a la fatiga. Sin embargo, las fibras sintéticas tienen alto impacto negativo sobre el medio ambiente, lo cual representa una limitación para las nuevas regulaciones medioambientales en una sociedad cada vez con mayor conciencia ecológica

que requieren en mayor medida productos eco-sostenibles. [9], [10]. Además, su costo es muy elevado[11].

El estudio de la predicción de las propiedades mecánicas de los materiales compuestos son un área activa de investigación [12]. En tal sentido, los métodos micromecánicos son ampliamente utilizados para obtener las propiedades efectivas del material [13]. Siendo el método de homogenización el más utilizado y el cual formula el problema del análisis de materiales compuestos empleando un enfoque multi-escala en el que co-existen dos escalas de diferente orden de magnitud la escala macro y micro respectivamente [14]. El análisis multi-escala ha sido presentado como una herramienta poderosa para analizar medios heterogéneos complejos como los materiales compuestos [15]–[17].

En ese sentido, el presente trabajo de investigación busca realizar un análisis multi-escala para el diseño de una prótesis transtibial utilizando fibras naturales extraídas de una planta nativa de los Andes (*Stipa Obtusa*), para la minimización del costo de este tipo de prótesis, asegurando su accesibilidad a un mayor número de usuarios y que cumpla con las funciones biomecánicas.

De esta manera se pretende mejorar la calidad de vida de los pacientes a través de una prótesis eco-amigable, sostenible, y con buenas propiedades mecánicas de las fibras naturales [18]–[20] .

Alcance

El presente trabajo de investigación detalla el análisis multi-escala de un material compuesto a base de fibras naturales para el diseño de una prótesis pasiva transtibial, utilizando el análisis micromecánico, software biomecánico OpenSim Versión 4.0 y el software comercial Ansys Versión 18.1 basado en el método de elementos finitos.

La prótesis está diseñada para personas con un nivel de actividad K3, es decir, para que el usuario tenga la capacidad de caminar en espacios abiertos sin restricciones y realizar actividades con un alto nivel funcional que exija requerimientos más allá de la locomoción simple.

El trabajo involucra el diseño de un pie pasivo que incluye lo siguiente:

- Análisis muscoesquelético computacional de paciente amputado para generar las fuerzas en la interfase extensión tibial/pie protésico.
- Análisis micromecánico mediante el método RVE para obtener las propiedades ingenieriles efectivas del material homogéneo.
- Análisis de elementos finitos del pie protésico, optando por el material más adecuado para cada uno de ellos.
- Análisis biomecánico para cuantificar el efecto de la rigidez del pie protésico sobre el usuario durante la marcha humana, seleccionando el diseño más óptimo.
- Elaboración de planos de ingeniería del diseño final de la prótesis.

Por otro lado, se deja fuera del alcance del presente trabajo de investigación, el diseño del soquete de la pierna, debido a que es un componente que en los últimos años ha alcanzado un avance significativo en diseño con buenos resultados; así como las pruebas en pacientes, estudio de factibilidad económica y construcción del prototipo.

Antecedentes

En el año 2007, estudiantes de la Universidad de Colombia diseñaron una prótesis transtibial para pacientes con un estilo de vida activa, utilizando como material de simulación un compuesto de fibra de carbono unidireccional con matriz epóxica [6]. El dispositivo fue validado con un software de elementos finitos. Asimismo, en el año 2012 en Estados Unidos, el grupo de Bio-mecatrónica del Instituto Tecnológico de Massachusetts (MIT) liderado por el investigador-profesor Hug Herr, desarrolló una prótesis que emulaba la función biológica del tobillo. El peso de prótesis era de 2 kg (equivalente al pie biológico) y el material era un compuesto de matriz de resina reforzada con fibra de carbono [21]. Más adelante, en el año 2013 se desarrolló en Colombia una prótesis orientada al desarrollo de dispositivos con materiales alternativos eco-amigables. Para ello, el material empleado fue resina epóxica, reforzada con fibras naturales de bambú (*Guadua Angustifolia*). El diseño de la prótesis permitía almacenar la energía potencial del peso del paciente, para luego liberarla en forma de energía cinética durante la marcha [22]. Luego, en el año 2014 en la Universidad de Michigan, Estados Unidos, se diseñó una prótesis cuasi-pasiva neumática con el objetivo de replicar el torque generado por el tobillo durante la marcha. La prótesis estaba compuesta por un pistón neumático, muelle de flexión y válvula solenoide. El peso de la prótesis era de 1.1 kg, con un torque entregado de 80 N.m [23]. Por otro lado, en el año 2016, el investigador Enrico Piaggio de la Universidad de Pisa, Italia, desarrolló una prótesis para imitar la forma natural de adaptación del pie humano. Esta prótesis fue completamente pasiva y utilizó el método de prototipado rápido. Su inspiración se basó en el mecanismo Windlass del pie. Los conectores de cadenas simulaban el flexo plantar [24]. El mismo año, un grupo de investigadores de la Universidad de Michigan, Estados Unidos en conjunto con la Universidad Shanghai Jiao Tong de China, diseñaron un pie que emulaba la bóveda plantar. El pie fue diseñado, fabricado y optimizado como arco semicircular con un tensor horizontal que hacía variar la rigidez de la estructura denominado Mecanismo de rigidez ajustable (TSM por sus siglas en inglés). La validación se realizó con métodos analíticos de prueba y software de elementos finitos que muestran grandes resultados [25]. Del mismo modo, investigadores de la Universidad de Hong Kong, China en el año 2018 diseñaron una prótesis con el objetivo

de implementar un mecanismo compacto que pueda imitar la dorsiflexión del tobillo humano. La prótesis estaba conformada por cinco partes principales: Un pie de fibra de carbono de la marca Ossur, motor, mecanismo de resortes paralelos, sensores y batería [26].

A diferencia de las iniciativas desarrolladas a nivel mundial, el presente trabajo de investigación se enfoca en el uso de materiales alternativos eco-amigables. Es así que, el pie protésico propuesto es el primer diseño realizado bajo el enfoque de análisis multi-escala de un material compuesto que consiste en la unión de fibra natural extraída de *Stipa obtusa* (también conocida como Ichu) y resina poliéster. El refuerzo del material se selecciona debido a que es ambientalmente sostenible, de bajo costo y cuenta con buenas propiedades específicas. Asimismo, se emplea una nueva metodología de diseño que incluye el análisis muscoesquelético para determinar las cargas durante la marcha humana, las cuales permitirán agregar exactitud y explorar el comportamiento del material durante la marcha humana. Esta nueva metodología no presenta antecedentes en el diseño de prótesis, por lo que la presente tesis representa un avance en el desarrollo de prótesis funcionales con capacidad de iterar modelos, en menor tiempo y con mayor exactitud.

Justificación y motivación

La amputación de una extremidad o extremidades en una persona es una condición de carácter permanente y de no tomarse las acciones de rehabilitación necesarias, constituye una causa de severo impedimento en la realización de actividades cotidianas, laborales, recreacionales y en la participación social de las personas que las adquieren [27]. De acuerdo al Instituto Nacional de Estadística e Informática (INEI) se estima que 1 572 402 personas sufren alguna discapacidad, de las cuales el 59.2% representa las personas que tienen alguna limitación para moverse [3].

La mayoría de los pacientes con amputación cuentan con prótesis genéricas. El INEI realizó un estudio hallando que solo 0.3% de la población con discapacidad cuenta con una prótesis de miembro inferior lo cual representa en números 4 726 personas [28]. La principal

causa de amputación en nuestro país son las personas con diabetes (70%) [29], seguida de los accidentes (24 %) y finalmente los males congénitos (6%)[30].

Por otro lado, la diabetes en nuestro país va en aumento debido a los estilos de vida, el sedentarismo y aumento de la población obesa por la introducción de alimentos ricos en grasas y carbohidratos, así como la predisposición genética a la enfermedad. Se proyecta que para el año 2030 el número de personas con diabetes se habrá elevado a 2 872 000, lo cual representará el 7.8% de la población nacional [4].

Actualmente, el costo de una prótesis para amputados transtibiales varía de 5 000 USD a más de 20 000 USD [5]. Para un dispositivo que le permita al usuario caminar y correr, el costo podría ascender a 15 000 USD. Estos costos dependerán también del nivel de actividad y otros parámetros según la necesidad del usuario [31].

El utilizar materiales amigables al medio ambiente es importante, debido al impulso de las nuevas regulaciones medioambientales, mayor conciencia ecológica, social, económica y creciente costo y limitación de los hidrocarburos. El uso de materiales eco-amigables no solo permite disminuir los residuos sólidos, también reduce la contaminación ambiental [9], [10]. Asimismo, estos materiales tienen bajo costo, buenas propiedades mecánicas, bajas densidades y menor consumo de energía durante su procesamiento, por lo cual existe un aumento en su uso [18]–[20].

Las fibras naturales en Sudamérica con capacidad para ser usados como refuerzo en materiales compuestos son diversos. Específicamente, en la región andina, hay un pasto que comúnmente se le conoce como Ichu (*Stipa Obtusa*). La especie *Stipa Obtusa* es propia de los andes peruanos-bolivianos, siendo de pajonales a campo abierto a una altitud que oscila entre los 3000 y 4800 metros de altitud [32]. Estudios llevados a cabo con la técnica de segmentación de imágenes han estimado que *la producción anual de esta especie es superior a 70 000 toneladas a lo largo de la región andina en el Perú*[33]. Además, teniendo en cuenta que el Ichu es una planta endémica *no es necesario plantarla, ni cuidarla durante su crece* [33].

En principio, las heterogeneidades de los materiales compuestos conteniendo todos los detalles de los micro-constituyentes pueden ser resueltos utilizando el análisis de elementos finitos (AEF). Sin embargo, el análisis constituiría discretizar el medio continuo a una escala extremadamente fina, de unos pocos micrones, para estructuras realistas de ingeniería es necesario tener unos trillones de grados de libertad (GDL) elevándose el costo computacional [34]. Realizar el análisis macro a un costo computacional mucho menor, pero con la misma exactitud, es mandatorio en el campo de la ingeniería. Este proceso se realiza reemplazando el material heterogéneo con un material homogéneo con propiedades mecánicas efectivas [13]. Por tal motivo muchos modelos analíticos y numéricos han sido presentados entre los más importantes están: la Regla de Mezclas [35], la teoría de Hashin-Shtrikman [36] , el método Mori-Tanaka [37], la Teoría de Homogenización Matemática (MHT) , y la Mecánica de Estructura Genoma (MSG)[38] .

Para el presente estudio, se evaluó las propiedades mecánicas efectivas utilizando el enfoque del RVE con microestructura realista usando los elementos finitos, debido a los buenos resultados tal como muestran los siguientes estudios [39]–[41] .

Por otra parte, las simulaciones musco esqueléticas son usualmente desarrolladas para realizar un seguimiento de las medidas experimentales y luego se utilizan para estimar las cantidades difíciles o imposibles de medir experimentalmente, como calcular las fuerzas musculares, activaciones musculares entre otros en diversos escenarios [42]–[44]. Por otro lado, los usuarios de prótesis demandan requerimientos de diseño cada vez más exigentes, por ello la necesidad de explorar y testear nuevos dispositivos biomecánicos. En este sentido, el uso de modelos muscoesqueléticos reduce el consumo de recursos durante la etapa de diseño [45], [46]. Asimismo, Vélez en su investigación sugiere estudiar la caracterización de prótesis con ayuda de modelos computacionales para predecir fuerzas y momentos en la interfaz socket-extensión sin necesidad de procedimientos experimentales complejos o extensos en el tiempo [47], permitiendo además desarrollar métodos más precisos que anticipen posibles resultados [48] iterando diseños de prótesis para comprender como el dispositivo afecta la dinámica y la actividad muscular [49].

Por consiguiente, en el presente estudio se adaptará un modelo muscoesquelético desarrollado por Wilson [49] con el software OpenSim para calcular las fuerzas generadas en la interfase extensión tibial/pie protésico durante la marcha humana con mayor exactitud. Este parámetro calculado servirá de entrada para el análisis mecánico de la prótesis. Es así que, los resultados obtenidos nos mostrarán el comportamiento del material en cada momento de la locomoción.

Objetivo General

Realizar el análisis multi-escala de un material compuesto de fibras naturales (*Stipa Obtusa*) como refuerzo en una matriz polimérica para el diseño una prótesis transtibial dirigida a personas con un nivel de actividad medio-alto.

Objetivos Específicos

1. Estudiar la biomecánica del pie y la marcha humana con la finalidad de comprender la función y los factores que influyen en la locomoción humana.
2. Determinar las propiedades mecánicas efectivas del material bio-compuesto de matriz poliéster reforzado con fibras naturales de Ichu (*Stipa obtusa*), mediante la micromecánica computacional de microestructura realista.
3. Analizar diversas configuraciones de laminados para la prótesis transtibial mediante el análisis de esfuerzos, deformaciones y aplicación de un criterio de falla para materiales compuestos con el software de elementos finitos Ansys.
4. Evaluar las diversas configuraciones de prótesis transtibiales para determinar el modelo de pie protésico que reduzca las activaciones musculares y momentos de la rodilla mediante un análisis biomecánico, usando el software OpenSim.

CAPÍTULO I

MARCO TEÓRICO

1.1 Antecedentes Históricos de las prótesis

Desde tiempos remotos el desarrollo de tecnologías que ayuden al ser humano fue crucial para la fabricación de prótesis. Por ejemplo, los egiptólogos hallaron una prótesis de pie de la cultura egipcia de 3000 años de antigüedad, probablemente la prótesis más antigua de la humanidad. El diseño contempla un alto conocimiento de biomecánica para su época.[50] como se muestra en la [¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.](#)



Figura 1.1 Primera prótesis egipcia
Fuente: National Geographic [51].

Una de las prótesis de miembro inferior más antiguas se encuentra en el Museo de Cirugía del Royal College de Londres. Esta fue descubierta en el año 1858, en una antigua tumba ubicada en Capua una ciudad de Italia ([¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.](#)). Según los expertos esta pertenecería al año 300 a.C y correspondería a los inicios del Imperio Romano [52].



Figura 1.2 Prótesis encontrada en Italia
Fuente: Timetoast timelines [53].

De la igual manera, nuestros antepasados no fueron ajenos al desarrollo de esta tecnología. Los incas, como un pueblo bélico, se vieron en la necesidad de rehabilitar a los soldados mutilados. Así, se encontró una momia que llevaba un artículo que se asemeja a una prótesis de pierna. Esta reliquia fue presentada en un Congreso de Londres en 1912. También, se examinó un vaso cerámico en el que se observa un amputado de pierna que llevaba en un casquete los componentes óseos [54].

Por su parte, Ambrosio Paré en el siglo XVI diseñó una mano mecánica que tenía un mecanismo de muelles y dispositivos mecánicos (ver ¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.) muy avanzado para su época, el cual puede ser considerado el precursor de los dispositivos protésicos de alta tecnología. La prótesis fue usada por un capitán del ejército francés en batalla [55].



Figura 1.3 Prótesis de Ambrosio Paré
Fuente: Ciencia y desarrollo [56].

Más tarde, Verduin en el año 1696 en Holanda, desarrolló miembros inferiores sin bloqueo. Su diseño consistía en bisagras exteriores y un brazalete de cuero que soportaba el peso. Los materiales utilizados fueron estructura de cobre con pies de madera.[57].

Después de un tiempo, en Alemania se realizó un enorme avance en medicina ortopédica. Lorenz Heister, quien inauguró el primer instituto ortopédico en Alemania, elaboró una prótesis que consistía en introducir una bola en la articulación del tobillo. Este mecanismo permitía simular el movimiento del tobillo disminuyendo la rigidez [58].

Por otro lado, James Potts nacido en Londres alrededor del año 1800 elaboró una prótesis que estaba constituida por una pierna de madera con encaje, una rodilla de acero y un pie articulado controlado por tendones de tripa de gato desde la rodilla hasta la cadera como se observa en la [Figura 1.4](#) [\[Error! No se encuentra el origen de la referencia. \[59\].](#)



Figura 1.4 Prótesis de James Potts
Fuente: Monografía auditoria médica [60]

Poco tiempo después, en 1858, Douglas Bly, inventó y patentó un miembro inferior que incorporaba notables mejoras en las prótesis de su época. Su principal innovación fue que sus aparatos imitaban el movimiento natural de las extremidades [61].

Posteriormente, cuando transcurría el año 1898, Vanghetti desarrolló una prótesis que se podía mover por medio de implantes conocida como “Cinepastic” (ver [Figura 1.5](#) [\[Error! No se encuentra el origen de la referencia.\].](#) En otras palabras, el dispositivo era conectado a los músculos del paciente y movido por su contracción. Con ello se abrió una nueva línea de investigación denominada prótesis mio-eléctricas [62].



Figura 1.5 Paciente tomando agua con una prótesis controlada por cineplastia muscular
Fuente: Giuliano Vanghetti and the innovation of "cineplastic operations" [62]

1.2 Definiciones

1.2.1 Biomecánica

La sociedad Americana de Biomecánica define la biomecánica como *“la aplicación de las leyes de la mecánica del medio animado”* y por su parte la Sociedad Europea de Biomecánica la entiende como *“el estudio de las fuerzas que son generadas por el cuerpo y los efectos de esas fuerzas en tejidos, fluidos y materiales usados para fines de diagnósticos, tratamiento o investigación”* [63].

Desde otra perspectiva, el Instituto de Biomecánica de Valencia entiende a la biomecánica como el *“conjunto de conocimientos interdisciplinarios generados a partir de utilizar con el apoyo de otras ciencias biomédicas, los conocimientos de la mecánica y distintas tecnologías en el estudio del comportamiento de los sistemas biológicos y, en particular, del cuerpo humano; y en resolver los problemas que le provocan las distintas condiciones a las que puede verse sometido”* [64].

1.2.2 Material Bio-compuesto

Un material bio-compuesto es definido como un material compuesto en el cual uno de sus constituyentes es derivado de un recurso natural. Esto incluye materiales compuestos hechos de la combinación de: Fibras naturales con polímeros derivados del petróleo y biopolímeros reforzado con fibras sintéticas como fibra de vidrio y carbón [65], [66]. Por otro lado, los compuestos verdes son clasificados como un tipo particular de material bio-

compuesto que comprende que el refuerzo y la fase de la matriz polimérica son derivados de origen biológico [67]–[70].

1.2.3 Volumen Representativo Elemental (RVE)

Se entiende como Volumen Representativo elemental a un dominio microscópico del material donde las heterogeneidades son suficientes para calcular las propiedades efectivas del material independientemente de las condiciones de contorno aplicadas.[71]

Desde un punto de vista práctico se puede definir al RVE como “*cualquier bloque de material heterogéneo donde el analista quiere utilizar el análisis micromecánico para calcular las propiedades efectivas y reemplazarlo con un material equivalente homogéneo*” [34].

1.3 Planos anatómicos del cuerpo Humano

Las posiciones anatómicas en el espacio tridimensional corresponden a los tres planos anatómicos: Plano frontal (5), sagital (2) y transversal (3). Los ejes anatómicos asociados con el movimiento en cada uno de estos planos son el anteroposterior (letra C), medio lateral (B) y longitudinal (A) (Ver ¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.).

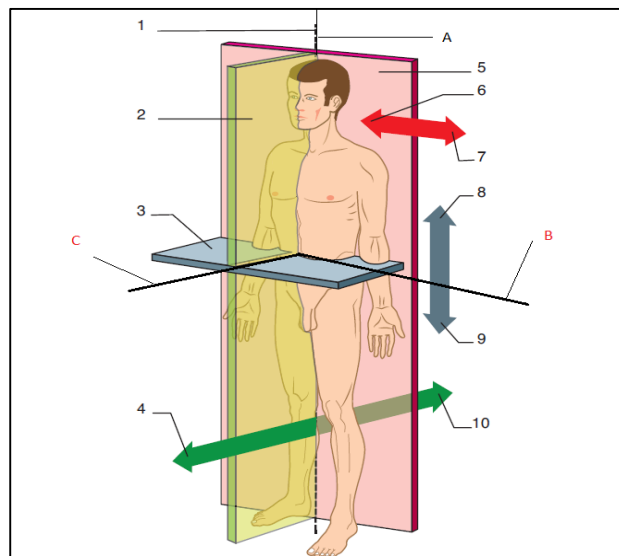


Figura 1.6 Planos y ejes anatómicos del cuerpo humano
Fuente: Fundamentos de Biomecánica [72]

Por consiguiente, conocer estos planos y ejes es importante para comprender la descripción del movimiento humano. Además, los planos se pueden desplazar de sus posiciones originales con la finalidad de describir el movimiento de nuestro cuerpo con mayor precisión y en diferentes posiciones[73].

1.4 Anatomía del Pie

El pie y el tobillo forman una compleja estructura anatómica del ser humano conformado por 26 huesos de forma irregular, 30 articulaciones sinoviales, más de 100 ligamentos y 30 músculos actuando en segmentos. El conjunto anatómico se relaciona de forma armoniosa y en combinación para lograr un movimiento suave [74].

Por su parte, el esqueleto del pie está dividido en tres bloques principales: Tarso, Metatarso y Falanges (¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.). El tarso (tobillo) corresponde a la región proximal del pie y tiene siete huesos tarsianos. Dentro de ellos se encuentra el astrágalo comúnmente conocido como hueso del tobillo y el calcáneo que es el hueso más fuerte y grande del tarso. Los huesos tarsianos lo conforman: El navicular, tres huesos cuneiformes y el cuboide. Asimismo, el metatarso está formado por cinco huesos metatarsianos numerados de I a V [75].

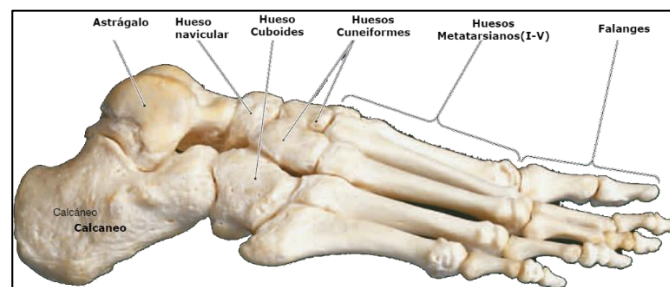


Figura 1.7 Huesos del pie derecho vista lateral
Fuente: Atlas de anatomía humana [76]

El pie del ser humano se describe como una maravilla arquitectónica de la naturaleza, debido a la capacidad de los arcos plantares para soportar todo el esfuerzo generado en la marcha humana en un nivel óptimo, es decir, el peso corporal se distribuye sobre los tejidos blandos y duros del pie de forma homogénea [77]. El pie se divide en tres partes

fundamentales considerando criterios funcionales: La bóveda plantar, el apoyo posterior o talón y el apoyo anterior o antepié.

En primer lugar, la bóveda plantar tiene forma de media concha abierta por la parte interna y está conformado por tres arcos como se observa en la [Figura 1.8](#). La superficie externa de la bóveda resiste fuerzas de compresión y está conformado de huesos. Asimismo, la superficie interna soporta los esfuerzos de tracción y está establecido por ligamentos aponeuríticos y músculos cortos, que son las estructuras mecánicamente preparadas para esa función [78]. La bóveda plantar posibilita adecuarse a cualquier anomalía de la superficie, por ende, transfiere la carga de un modo eficiente cumpliendo la función de un amortiguador.

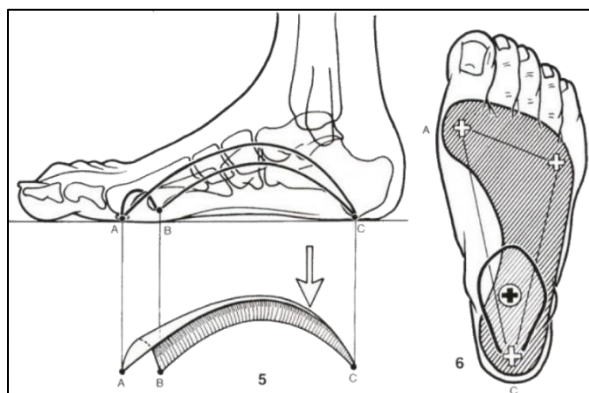


Figura 1.8 Bóveda plantar vista planta y lateral

Fuente: Fisiología Articular [79]

Además, el arco anterior, el más corto y bajo, se localiza entre los dos puntos de apoyo A y B. Por su parte, la curvatura externa, con longitud y altura media, se encuentra entre los dos puntos de soportes exteriores B y C. Finalmente, el arco interior, el más extenso y alto se encuentra entre los dos puntos de apoyo interiores C y A y es el más importante de los tres, tanto en los planos estático y dinámico [79].

Asimismo, los huesos ayudan a mantener la bóveda plantar debido a que encajan perfectamente entre sí. Ahora bien, si dejamos los huesos aislados, el esqueleto del pie se derrumba. No obstante, para evitar el colapso estructural y el pie se mantenga en posición fisiológica, es necesario la función estabilizadora de las estructuras fibroelásticas, cápsulas y los ligamentos (ver [Figura 1.9](#).) [80].

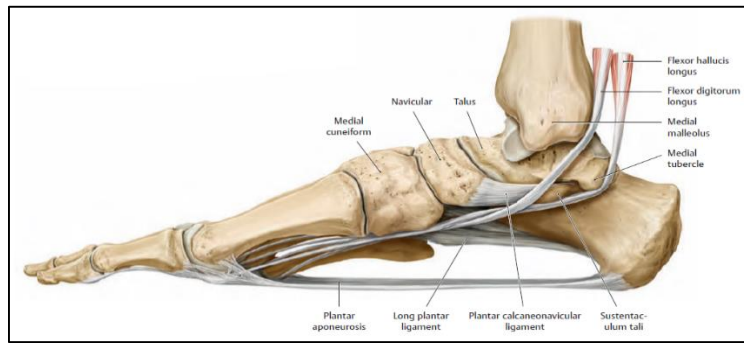


Figura 1.9 Ligamentos estabilizadores de la bóveda plantar en vista lateral

Fuente: Atlas of anatomy [81]

Por su parte, los músculos intrínsecos y extrínsecos proporcionan resiliencia estructural al actuar como un tirante. Por tanto, como resultado de la constricción y relajación de estos músculos, el arco del pie varía y aumenta la superficie, con ello la capacidad de adaptarse a superficies irregulares.

La distribución geométrica descrita unido a los tendones y músculos constituyen un elemento del pie conocido como mecanismo de Windlass (ver [Error! No se encuentra el origen de la referencia.](#)). Este dispositivo es extensamente utilizado en aplicaciones de ingeniería para mover grandes cargas. De forma similar, la función principal del mecanismo es proveer un soporte extra al arco del pie para llevar la carga [82].

El mecanismo reacciona a la extensión metatarsafalángica originando la elevación del arco longitudinal medial, con ello se tensa la fascia plantar durante la propulsión sin la ayuda de la acción muscular. Además, el crecimiento del arco provoca la supinación del retropié y la rotación externa del miembro inferior [83].

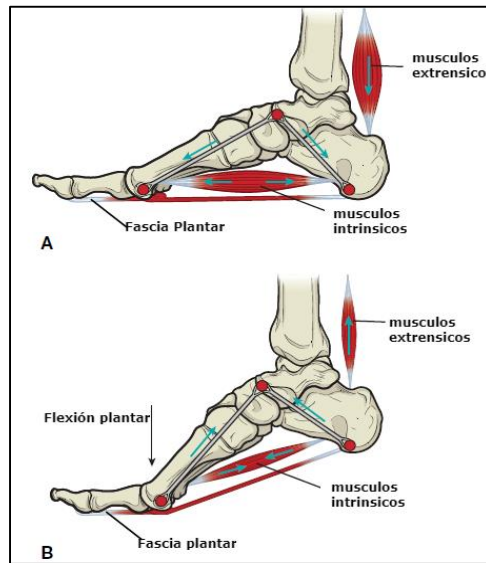


Figura 1.10 Mecanismo de Windlass

Fuente: Brunnstrom's clinical kinesiology [84].

1.5 Cinemática del Pie

El movimiento del pie es complejo y ocurre alrededor de los tres ejes y planos. El movimiento de dorsiflexión-plantarflexión sucede en el plano sagital, la abducción-aducción ocurre sobre el plano transversal y la inversión-eversión ocurre en el plano frontal [85].

Asimismo, la unión de movimientos en las articulaciones tibiotalares y subtalares origina movimientos tridimensionales denominados supinación y pronación. Por un lado, la supinación es una combinación de flexión plantar, inversión y aducción. Por otro lado, la pronación, es la unión de movimientos en dorsiflexión, eversión y abducción [86]. Por su parte, el rango de movimientos del tobillo en plano sagital está en el rango de 65° - 75°; 10° -20° en dorsiflexión y en plantar flexión entre 40° - 55°. El rango total de movimiento en el plano frontal es aproximadamente 35° (23° inversión – 12° eversión) [87].

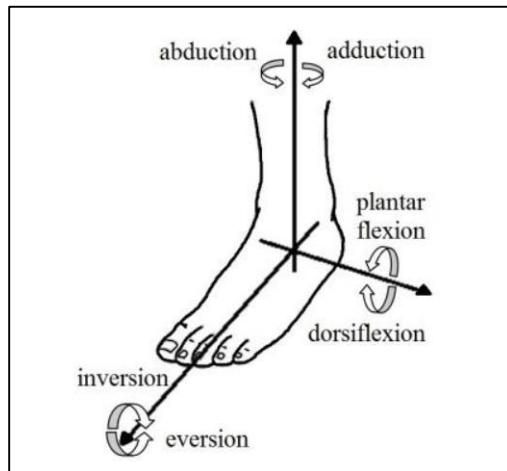


Figura 1.11 Movimientos angulares del tobillo con respecto a los tres ejes
 Fuente: Universidad de Antioquia [88].

1.6 Cinética del Pie

La magnitud de cargas que soporta el pie es asombrosa. Las cargas verticales durante la marcha pueden alcanzar un 120% del peso en condiciones normales y un 275% del peso cuando la persona corre [85].

Por otro lado, en postura con los pies sobre la superficie de contacto, la carga propia del cuerpo se transfiere de la pelvis hacia las piernas. Es por ello que cada extremidad inferior resiste media fracción de la carga del cuerpo. Esta carga llega al pie y el hueso inicial que encuentra es el astrágalo, cuya función principal es distribuir la carga a los puntos de apoyo. Luego, la mayor parte de la fuerza se transfiere al terreno por medio del calcáneo, donde una fracción del esfuerzo se transmite por la parte superior del astrágalo a las cuñas y a los tres primeros metatarsianos conocidos también como pie dinámico. Los estudios demuestran que las fuerzas se dirigen en un 60% al calcáneo y el 40% al antepié (ver **Figura 1.12**) [89] .

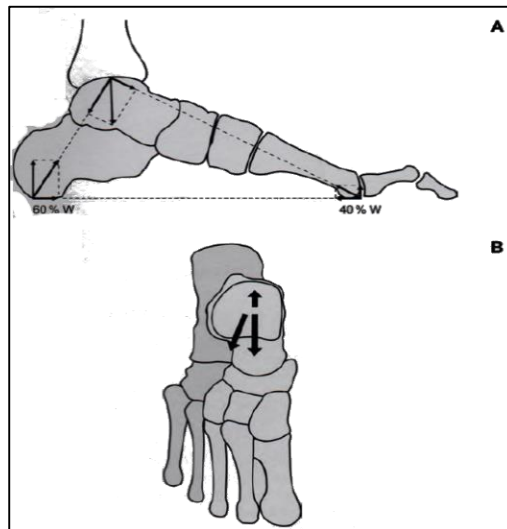


Figura 1.12 Distribución de fuerzas en el pie en el plano sagital (A) y transversal (B)
 Fuente: Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor [89].

1.7 Marcha Humana

El ser humano desarrolló una forma especial de movimientos sincronizados que denominamos marcha humana, la cual consta de una serie de movimientos donde el cuerpo humano en posición vertical se desplaza hacia adelante y su peso es apoyado alternadamente por las dos piernas [90]. Es decir, la locomoción humana es una sinergia compleja de coordinación muscular, sincronización y equilibrio. Por tanto, la eficiencia y efectividad de la marcha depende de la movilidad de la articulación y la actividad muscular [91].

1.8 Ciclo de la Marcha

El ciclo de la marcha se define como el intervalo de tiempo entre dos ocurrencias sucesivas de uno de los sucesos repetidos de caminar. Por comodidad se adopta como principio del ciclo al instante en que una de las extremidades toca la superficie [92].

Si el ciclo inicia con el pie derecho, entonces el periodo finalizaría en el próximo sostén del mismo pie. En otras palabras, durante la marcha cada extremidad experimenta una fase de oscilación y apoyo [92].

El ciclo de marcha se divide en una fase de apoyo, que representa el 60% del ciclo y sucede cuando la extremidad toca la superficie del piso y, una fase de oscilación, que representa el 40%, desarrollándose cuando el pie se encuentra en el aire, al mismo tiempo que avanza para prepararse para la próxima fase de apoyo (ver **Figura 1.13**) [93].

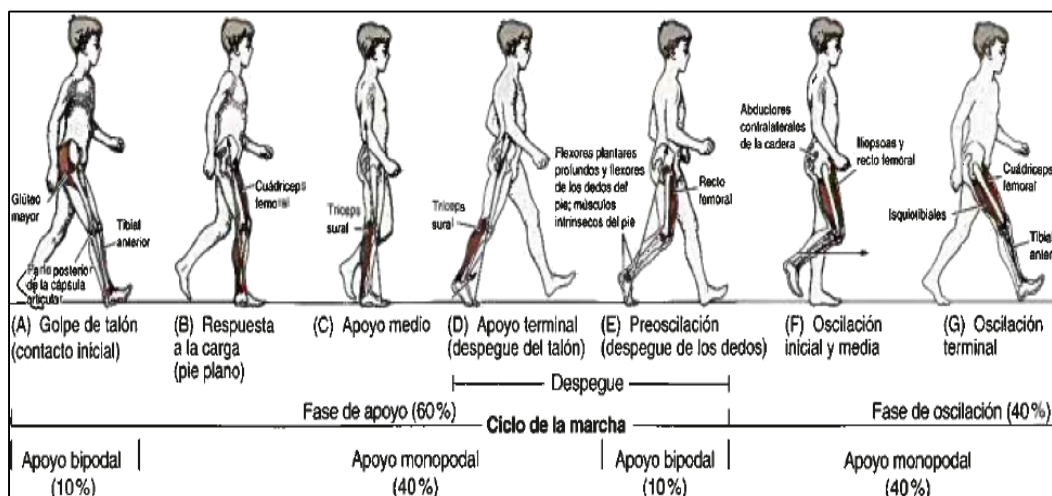


Figura 1.13 Ciclo de la marcha en el plano sagital
Fuente: Anatomía con orientación clínica [94].

1.8.1 Fases del ciclo de la Marcha

La marcha humana en condiciones normales se divide en una serie de acontecimientos. Por convención, el ciclo se normaliza en función al periodo de tiempo de un ciclo completo de la marcha. Es decir, comienza con el contacto inicial 0% y finaliza el ciclo de la marcha en 100% [92].

1.8.2 Fase de Contacto Inicial

Esta etapa se desarrolla en 2% del ciclo de la marcha y se inicia cuando el pie choca con la superficie, con unos 15° de flexión plantar y una extensión completa de la rodilla. Habitualmente el contacto da lugar en el talón, donde existe una unión de pie equino de tobillo con una flexión de rodilla de unos 20° [95]. Por consiguiente, la cadera está en flexión, la rodilla en extensión y el tobillo en posición neutra [96].

1.8.3 Fase de respuesta a la carga

Esta etapa se desarrolla en el 10% del ciclo de la marcha y coincide con el primer apoyo bipodal. Es decir, el peso del cuerpo se traslada desde la pierna izquierda hacia la pierna derecha estando apoyado de plano en el suelo [97]. Su principal función es mantener un progreso fino gracias al rodillo del talón, al mismo tiempo que el cuerpo se amortigua. Al culminar la fase, la flexión de rodilla alcanza unos 15° y la de tobillo unos 10° , como se observa en la **Figura 1.14** [98].

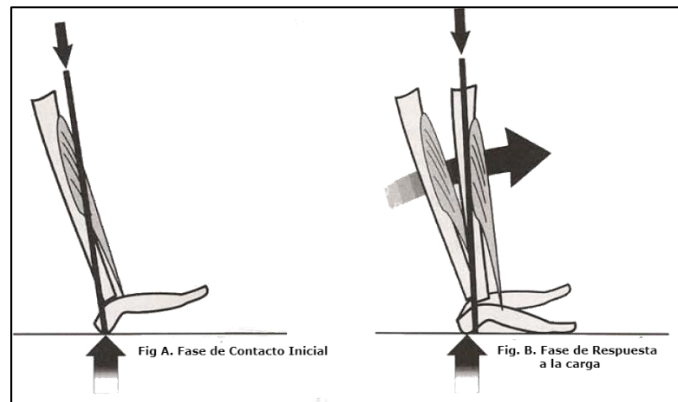


Figura 1.14 Fase de contacto inicial y respuesta a la carga en la marcha humana
Fuente: Gait analysis : normal and pathological function [92]

1.8.4 Fase de apoyo medio

Esta fase sucede entre el 10% y el 30% del ciclo de la marcha y corresponde a la primera parte del apoyo monopodal. Sucede cuando el pie izquierdo abandona el piso, por consiguiente, el peso del cuerpo se transmite a través de la extremidad derecha hasta que se alinea con la cabeza de los metatarsianos [99].

Asimismo, en el plano sagital el momento externo en el tobillo es dorsiflexor. Por su parte, el soleo controla las cargas de reacción con ello estabiliza las tres articulaciones [98].

1.8.5 Fase de apoyo final

Esta etapa se desarrolla entre el 30% y 50% del ciclo de la marcha el cual coincide con la segunda parte del apoyo monopodal; inicia con el ascenso del talón y termina cuando el talón contralateral choca con la superficie (ver **Figura 1.15**). Asimismo, durante esta fase el peso corporal progresa hacia la pierna de apoyo [92]. La finalidad principal es suministrar

aceleración y garantizar una distancia de paso adecuada, es decir, la aceleración es consecuencia de la caída hacia adelante del centro de masas del cuerpo unida a una acción concéntrica del tríceps sura [100].

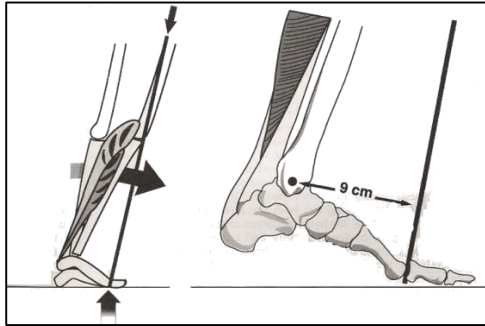


Figura 1.15 Fase de contacto de contacto final en la marcha humana
Fuente: Gait analysis: normal and pathological function. [92].

1.8.6 Fase de Pre-Balanceo

El segundo periodo bipodal comienza en 50% y el 60% del ciclo de la marcha y dura hasta la partida del pie que estaba en apoyo. El inicio de esta fase sucede simultáneamente con el contacto inicial del talón contralateral como se observa en la **Figura 1.16**. Durante este periodo, el miembro progresa desde una posición general de extensión a una posición de flexión. Siendo su principal función preparar a la extremidad para la oscilación [101].

1.8.7 Fase de Balanceo Inicial

Este periodo transcurre entre el 60% y 73% del ciclo. Durante la fase de oscilación inicial, la rodilla y la cadera realizan flexión facilitando el despegue de la extremidad inferior (ver **Figura 1.16**). Este movimiento es esencial para realizar el movimiento de ascensión del

pie y el desplazamiento de la extremidad. El periodo inicia cuando el pie despegar de la superficie y culmina cuando la pierna oscila en el aire [102].

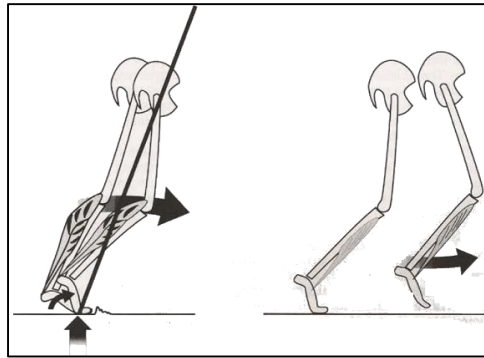


Figura 1.16 Fase de pre-balanceo e inicial en la marcha humana

Fuente: Gait analysis: normal and pathological function. [92]

1.8.8 Fase de Balanceo Medio

Esta etapa se extiende entre 73 y el 87% del ciclo de la marcha. Comienza en el momento en que las dos extremidades se cruzan. Siendo, la función principal de este periodo conservar la distancia entre el pie y la superficie, que es mínima en situaciones habituales. El desarrollo de la fase se realiza mediante la flexión continua de la cadera y la dorsiflexión de tobillo hasta el estado neutral, siendo la rodilla quien actúa como un péndulo frente a la actividad de la gravedad [103].

1.8.9 Fase de Balanceo Final

Este periodo se realiza entre el 87 y el 100% del ciclo de la marcha humana. En esta etapa el pie se acondiciona para el apoyo, de esta manera, se inicia una desaceleración del pie. Para ello, se requiere la extensión completa de la rodilla a través de la acción de los cuádriceps, mientras el tobillo se encuentra en posición neutra, mantenido por el tibial anterior. Por su parte, la cadera sostendrá la flexión obtenida y la pelvis gira acompañada de la extremidad inferior oscilante [104].

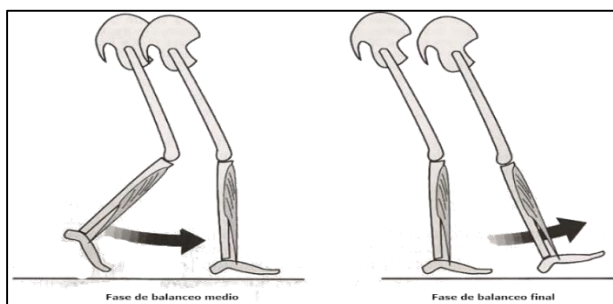


Figura 1.17 Fase de balanceo medio y final en la marcha humana
 Fuente: Gait analysis : normal and pathological function [92].

1.9 Clasificación de prótesis de pierna

Las prótesis se pueden clasificar de forma general según su aplicación y el lugar de implantación (miembro superior o inferior). Existen diferentes tipos de dispositivos protésicos de miembros inferiores disponibles para amputados de cadera, transfemoral y transtibial [105], [106].

De forma similar, las prótesis transtibiales se pueden clasificar en tres categorías específicas: Pasivas, activas e híbridas. Esta clasificación se da desde el punto de vista de accionamiento de las prótesis. Asimismo, se clasifican según el método de transmisión de potencia, método de regeneración de movimiento, tipos de actuadores, método de fijación de la prótesis, etc. [107]. A continuación, se muestra la tabla en la cual podemos observar los métodos de clasificación de las prótesis de pierna.

Clasificación	Parámetros
Tipo de accionamiento	Pasivo
	Activo
Tipo de actuadores	Servomotor DC
	Servomotor AC
Tipo de transmisión de potencia	Engranajes
	Poleas
	Cadenas
	Hidráulico
Tipo de almacenamiento de energía	Convencional
	Respuesta Dinámica

Tabla 1.1 Clasificación de prótesis de pierna
 Fuente: Adaptive Foot in Lower-Limb Prostheses [108].

1.9.1 Tipo de accionamiento

Las prótesis pasivas son accionadas por el cuerpo o utilizan la energía del usuario cuando realiza la marcha. Por otro lado, las prótesis activas utilizan un agente externo de potencia para su accionamiento. Hoy en día, es común encontrar en la literatura un desarrollo considerable de prótesis que combinan la energía durante la locomoción y los movimientos requeridos en articulaciones a través de fuentes de energía externas [108].

1.9.2 Tipos de actuadores

Existen varios tipos de actuadores utilizados en prótesis transtibiales, siendo en mayor medida los servomotores de corriente continua o alterna los más difundidos. El tobillo es el lugar donde se ubican los actuadores, debido a que es la articulación que aporta en mayor medida el torque en la marcha humana [108].

1.9.3 Tipo de transmisión de potencia

Los dispositivos protésicos utilizan distintos tipos de transmisión de potencia, siendo los engranajes, poleas y cadenas los que más destacan en la parte mecánica. De igual manera, hay prótesis con transmisión hidráulica y neumática [108].

1.9.4 Tipo de almacenamiento de energía

Las prótesis pueden almacenar energía durante la locomoción para luego liberarla durante el despegue, por tanto, el movimiento de oscilación será afectado de forma positiva. Es por ello que a este tipo de dispositivos se le denomina prótesis de respuesta dinámica. De otro lado, las convencionales por lo general son de menor costo y no almacenan ningún tipo de energía al caminar [109].

1.10 Prótesis transtibiales

Hoy en día, se han realizado avances significativos en la tecnología de diseño de prótesis para personas con amputación transtibial. Existen diseños de miembros activos y pasivos, cada uno con ciertas ventajas y desventajas. A continuación, se presentan los avances tecnológicos e investigaciones más recientes en prótesis de tobillo.

1.10.1 Prótesis de Pie de Respuesta Dinámica en Fibra de carbono

El objetivo principal de esta investigación fue diseñar una prótesis transtibial pasiva de respuesta dinámica que pueda ser producida en Colombia para pacientes con un estilo de vida activa. Fue desarrollado por estudiantes de la Universidad Nacional de Colombia, en el año 2007 y fue validado con software de elementos finitos. Asimismo, el material utilizado para la simulación fue un compuesto de fibra de carbono unidireccional con matriz epóxica y su manufactura se realizó con laminación e infusión al vacío [6].

1.10.2 Prótesis con eficiencia energética

El diseño de este pie protésico fue inspirado por el principio de la eficiencia energética durante la marcha humana. La prótesis es del tipo pasivo con un sistema de resortes que permiten almacenar la energía durante la etapa de apoyo en la marcha para luego liberarlo durante el impulso (ver **Figura 1.18**).

Este proyecto se realizó en la Universidad de Twente, Holanda en el año 2011. El material de construcción fue una aleación de aluminio tipo 6061. Por otra parte, el peso total de la prótesis fue de 2.49 kg, mientras, que el movimiento del tobillo estuvo en el rango de $15^{\circ} - 25^{\circ}$ [110].



Figura 1.18 Diseño de prótesis pasiva desarrollado en Holanda
Fuente: Design of a fully-passive transfemoral prosthesis prototype [110].

1.10.3 Prótesis de pie de reacción dinámica elaborado con fibra de bambú

Esta prótesis pasiva fue desarrollada en Colombia, en el año 2013. El proyecto se orientó al desarrollo de dispositivos con materiales alternativos eco-amigables como se ilustra en la **Figura 1.19**. Para ello, el material empleado fue resina epóxica, reforzada con fibras naturales (*Guada Bambu*).

Su diseño permite almacenar energía potencial del peso del usuario, luego se libera en forma de energía cinética durante la etapa de oscilación. El diseño del pie fue enfocado para personas con niveles de actividad medio-alto y es capaz de entregar cierta eversión e inversión [22].



Figura 1.19 Prótesis fabricada de matriz epóxica reforzada con fibras de Guada
Fuente: Universidad Pedagógica Nacional de Colombia [22].

1.10.4 Prótesis pasiva con mecanismo automático de adaptación

Esta prótesis se desarrolló por un conjunto de investigadores de Estados Unidos, en el año 2014. Su principal característica es que se adapta a las superficies irregulares durante la marcha. Además, esta prótesis fue validada en laboratorios con pacientes con amputación unilateral transtibial. Los materiales empleados para su construcción fueron nylon, poliuretano y acero. El peso de la prótesis era de 1.04 kg [111].

1.10.5 Prótesis Soft-foot

Este estudio fue desarrollado con el objetivo de imitar la forma natural de adaptación del pie humano. Esta prótesis es completamente pasiva y fue realizado por el investigador Enrico Piaggio, en la Universidad de Pisa, Italia en el año 2016. Su inspiración se basó en el mecanismo Windlass del pie. Los conectores de cadenas simulan el flexo plantar (ver **Figura 1.20**). El Soft-foot fue validado con una simulación de carga distribuida y adaptabilidad en terrenos difíciles [24].



Figura 1.20 Prótesis Soft-foot desarrollado en Italia

Fuente: C. Piazza et al. Toward an adaptive foot for natural walking [24].

1.10.6 Prótesis deportiva de miembro inferior

Esta investigación se realizó en la Universidad Nacional Autónoma de México en el año 2017. El objetivo principal fue diseñar una prótesis con la capacidad de almacenar la mayor cantidad posible de energía y causar un empuje en el deportista durante la actividad

física. Para la validación se utilizó software de elementos finitos, asimismo, el material utilizado fue Nylon 6/10 y el polisulfuro de fenileno, debido a sus propiedades físicas. El peso total de la prótesis fue de 3.65 kg [112].

1.10.7 Prótesis activa que mejora el gasto metabólico

Este proyecto fue desarrollado en los laboratorios del Instituto Tecnológico Massachusets (MIT), Estados Unidos en el año 2009. El objetivo principal fue corroborar la hipótesis de que una prótesis activa disminuye el gasto metabólico. El resultado obtenido fue que el gasto metabólico disminuyó en un 14% en comparación con prótesis convencionales. El material utilizado fue fibra de carbono y la prótesis estaba compuesta de poleas, resortes, motor eléctrico DC (ver **Figura 1.21**). Asimismo, su peso fue de 2 kg, el torque entregado por el tobillo de 133 N-m, la máxima y dorsiflexión de 15° [7].

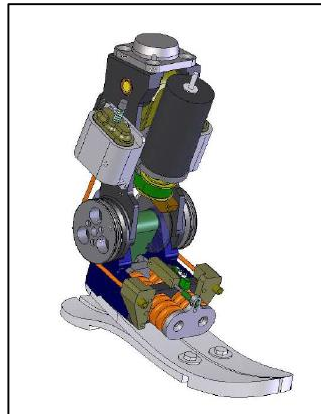


Figura 1.21 Prótesis activa desarrollado por el MIT

Fuente: Powered ankle-foot prosthesis improves walking metabolic economy [7].

1.10.8 Prótesis Biónica

Este proyecto fue desarrollado por el grupo de Biomecatronica del MIT liderado por el investigador-profesor Hug Herr, Estados Unidos en el año 2012. Esta prótesis emula la función biológica del tobillo (ver **Figura 1.22**). El peso de prótesis fue de 2 kg, equivalente al pie biológico. Por otro lado, el material utilizado fue un compuesto de matriz de resina reforzado con fibra de carbono, el actuador fue de 200 W de potencia, la transmisión se

realizó con tornillo de potencia tipo bolas y la batería de litio recargable tenía una carga suficiente para 4- 5 km de caminata [21].

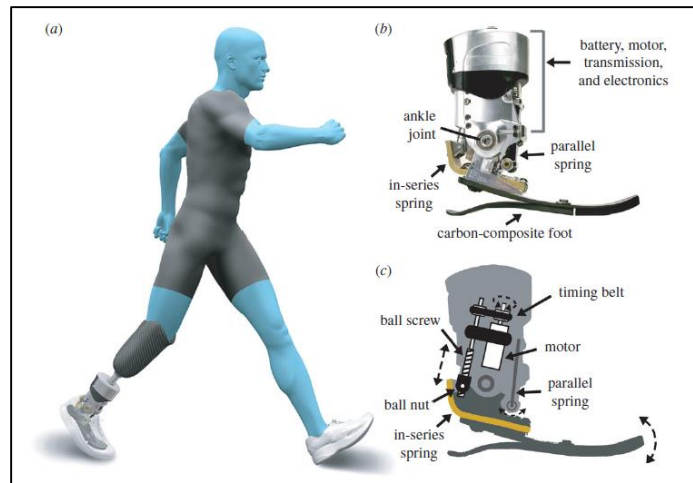


Figura 1.22 Prótesis biónica desarrollado por el MIT

Fuente: Bionic ankle-foot prosthesis normalizes walking gait for persons with leg amputation [21].

1.10.9 Emulador Universal de prótesis de pie

Esta prótesis de pie fue desarrollada por el departamento de Ingeniería Mecánica de la Universidad Carnegie Mellon, Estados Unidos, en el año 2014. Para ello se utilizó cadenas como mecanismo de control de los ángulos del arco como se ilustra en la Figura 1.23. Asimismo, se utilizó un motor eléctrico AC para mantener la estabilidad del arco del pie. Su peso fue de 2 kg, siendo, el rango de movimiento del tobillo de 14° , en dorsiflexión y plantar flexión de 35° . Asimismo, el torque del tobillo entregado fue de 175 N.m [113].



Figura 1.23 Prótesis universal con transmisión de cadenas

Fuente: A Universal Ankle-Foot Prosthesis Emulator for Human Locomotion Experiments [113].

1.10.10 Prótesis Bio-inspirada

El propósito de este estudio fue diseñar un pie que emule la bóveda plantar. Esta investigación fue desarrollada por un grupo de investigadores de la Universidad de Michigan, Estados Unidos en conjunto con la Universidad Shanghai Jiao Tong de China en el año 2016. El pie fue diseñado, fabricado y optimizado como arco semicircular con un tensor horizontal que hace variar la rigidez de la estructura denominado Mecanismo de rigidez ajustable (TSM) (ver **Figura 1.24**). La validación se realizó con métodos analíticos de prueba y software de elementos finitos que muestran grandes resultados. Además, el estudio mostró que el TSM es capaz de variar la energía potencial durante la etapa de medio apoyo, lo cual permite una mejor propulsión en la marcha [25].

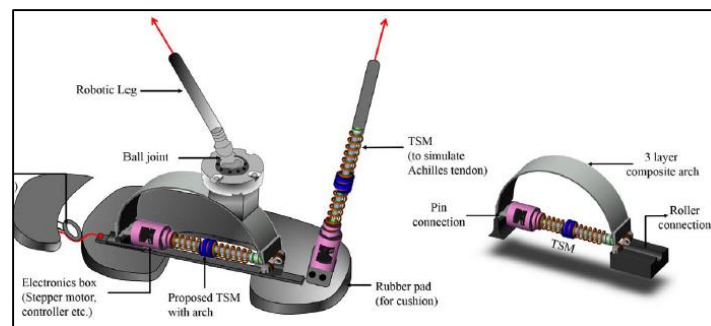


Figura 1.24 Prótesis de pie bio-inspirado

Fuente Design of a bioinspired tunable stiffness robotic foot [25].

1.10.11 Prótesis pasiva Bio-inspirada

En este estudio se diseñó una prótesis cuasi-pasiva neumática y cuyo objetivo fue replicar el torque generado por el tobillo durante la marcha. Fue desarrollado por la Universidad de Michigan, Estados Unidos en el 2014.

La prótesis es apretada por un pistón neumático, comprimiendo el resorte y activando la válvula solenoide. El peso de la prótesis fue de 1.1 kg, con un torque entregado de 80 N.m y un rango de movimiento de 0.4 radianes [23].

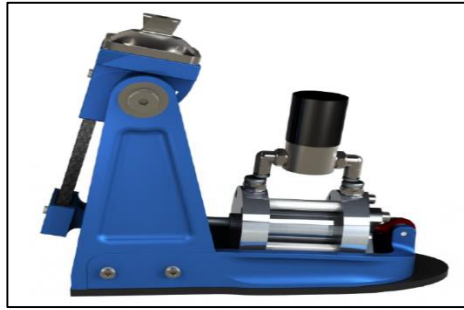


Figura 1.25 Pie protésico cuasi pasiva neumática

Fuente: Design and characterization of a biologically inspired quasi-passive prosthetic ankle-foot [23].

1.10.12 Prótesis de pie activa usando mecanismo de 5 barras

El proyecto fue desarrollado por la Universidad Brussel y la Universidad Politécnica de Northwestern en el año 2017. El prototipo fue construido con Aluminio 6061 y consiste de cuatro principales elementos: Un motor DC de 90W, una unidad de transmisión de potencia, un mecanismo de cinco barras con resortes y un pie. La transmisión se realizó a través de una caja de engranajes con una relación de transmisión de (200.1) [114].

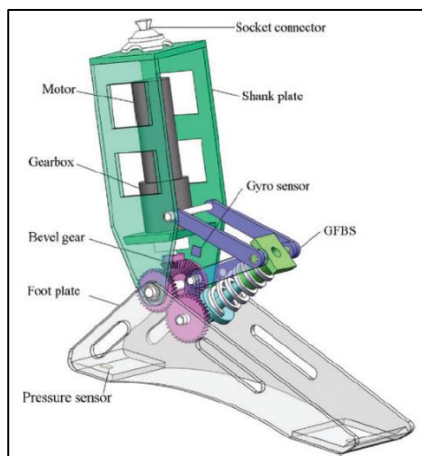


Figura 1.26 Prótesis optimizada de cinco barras

Fuente: Design and optimization of a powered ankle-foot prosthesis using a geared five-bar spring mechanism [114].

1.10.13 Prótesis activa con mecanismo de resortes paralelos no lineales

Esta investigación fue realizada por investigadores de la Universidad de Hong Kong, China en el año 2018. El objetivo del estudio fue implementar un mecanismo compacto que pueda imitar la dorsiflexión del tobillo humano. El mecanismo de resortes paralelos fue usado

para reducir la energía de consumo y requerimientos de potencia del motor, al mismo tiempo de simplificar el control de la prótesis.

La prótesis en total pesaba 2.3 kg, tenía altura 210 mm y el motor era de corriente DC de 150 W. Estaba conformada por cinco partes principales: Un pie de fibra de carbono de la marca Ossur, motor, mecanismo de resortes paralelos, sensores y batería [26].

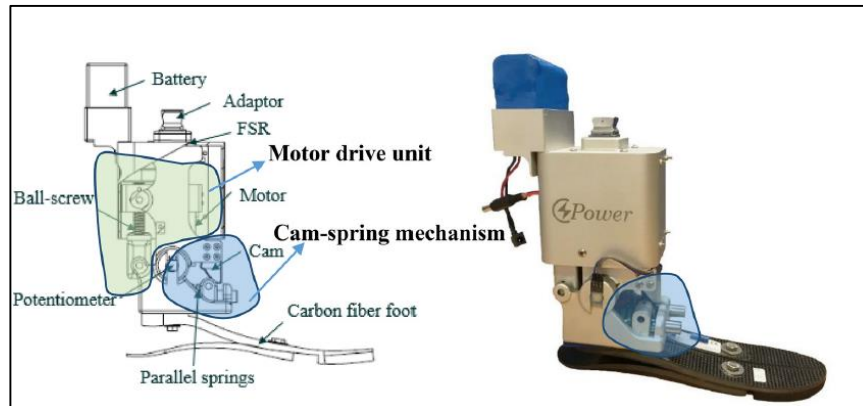


Figura 1.27 Prótesis con mecanismo de resortes paralelos [26]

Fuente: Design of Powered Ankle-Foot Prosthesis With Nonlinear Parallel Spring Mechanism [26].

País	Nombre/año/N° de referencia	Peso	Tipo de transmisión de potencia	Tipo de accionamiento	Material	Tipo de almacenamiento de energía	Módulo de elasticidad	Densidad	Conductividad térmica
Colombia	Pie de respuesta dinámica (2007), [6]	-	-	Pasivo	Fibra de carbono	Respuesta dinámica	234.5 GPa	1.55 gr/cc	-
Holanda	Pie de Eficiencia Energética, (2011), [110]	2.49 Kg	-	Pasivo	Aleación de Aluminio 6061	Respuesta dinámica	69 GPa	2.70 gr/cc	167 W/m°C
Colombia	Pie de fibra de Bambú (2013), [22]	-	-	Pasivo	Fibra de guada con matriz epóxica	Respuesta dinámica	3.3 GPa	1.22 gr/ cc	-
EE,UU	Prótesis de mecanismo de adaptación automática (2014), [111]	1.04 Kg	-	Pasivo	Nylon, poliuretano y acero	Convencional	-	1.14 gr/cc	-
Italia	Prótesis Soft-foot, (2016), [24]	1.25 Kg	Cadenas	Pasivo	ABS	Convencional	2.30 GPa	1.05 gr/cc	-
México	Prótesis Deportiva, (2017), [112]	3.65 Kg	--	Pasivo	Nylon 6/10 con polisulfuro de fenileno	Respuesta dinámica	8.30 GPa	1.4 gr/cc	-
Estados Unidos	Prótesis activa-MIT, (2009) , [7]	2.00 Kg	Poleas y resortes	Activo	Fibra de carbono, Aluminio,	Convencional	-	-	-

País	Nombre/año/N° de referencia	Peso	Tipo de transmisión de potencia	Tipo de accionamiento	Material	Tipo de almacenamiento de energía	Módulo de elasticidad	Densidad	Conductividad térmica
Estados Unidos	Prótesis biónica-MIT, (2012) , [21]	2.00 Kg	Tornillo de potencia tipo bolas	Activo	Fibra de carbono, Aluminio,	Convencional	-	1.60 gr/cc	-
Estados Unidos	Prótesis de pie Universal,(2014), [113]	2.00 Kg	Mecanismo de cadenas de control	Activo	Aluminio, Acero, ABS	Convencional	2.30 GPa	1.05 gr/cc	-
EE.UU-China	Prótesis Bio-inspirada, (2016), [25]	-	Mecanismo de rigidez ajustable	Activo	Aluminio	Convencional	71 GPa	2.70 gr/cc	-
Estados Unidos	Prótesis Cuasi-Pasiva Bio-inspirada, (2014), [23]	1.1 Kg	Mecanismo neumático con resortes	Activo	Aluminio	Respuesta dinámica	-	-	-
Holanda-Estados Unidos	Pie activo de mecanismo de 5 barras, [2017], [114]	-	Mecanismo de barras de 5 barras con resortes	Activo	Aluminio 6061	Respuesta dinámica	69 GPa	2.70 gr/cc	-
China	Prótesis con resortes paralelos no lineales, (2018), [26]	2.3 Kg	Mecanismo de resortes paralelos, tornillo de bolas.	Activo	Fibra de Carbono, Aluminio 6061	Respuesta dinámica	230 GPa	1.55 gr/cc	-

Tabla 1.2 Resumen de las principales características de las prótesis encontradas desarrolladas en diferentes investigaciones

Fuente: Elaboración propia en base a [21], [113], [25], [23], [114], [26]

1.11 Materiales Compuestos

Un material compuesto se entiende como un material formado por dos o más componentes no solubles, de forma que las propiedades obtenidas en el material sean superiores que las que tendrían dichos materiales utilizados de forma aislada. [115].

El material compuesto se compone de dos fases; Una continua, que es la matriz y una discontinua denominada refuerzos. Por un lado, la capacidad de resistencia se debe a los refuerzos. Por otro lado, la matriz sirve para transmitir la carga al material fibroso por medio de la interfase fibra/matriz [116].

1.11.1 Clasificación de materiales compuestos

Los materiales compuestos se clasifican en tres divisiones cuales son: Reforzados por partículas, fibras y estructurales como se muestra en la **Figura 1.28**. La fase dispersa de los compuestos reforzados con partículas tiene aproximadamente las mismas dimensiones en todas las direcciones. Por su parte, los compuestos estructurales están hechos de multicapas y son diseñados para tener baja densidad y alto grado de integridad estructural [117].

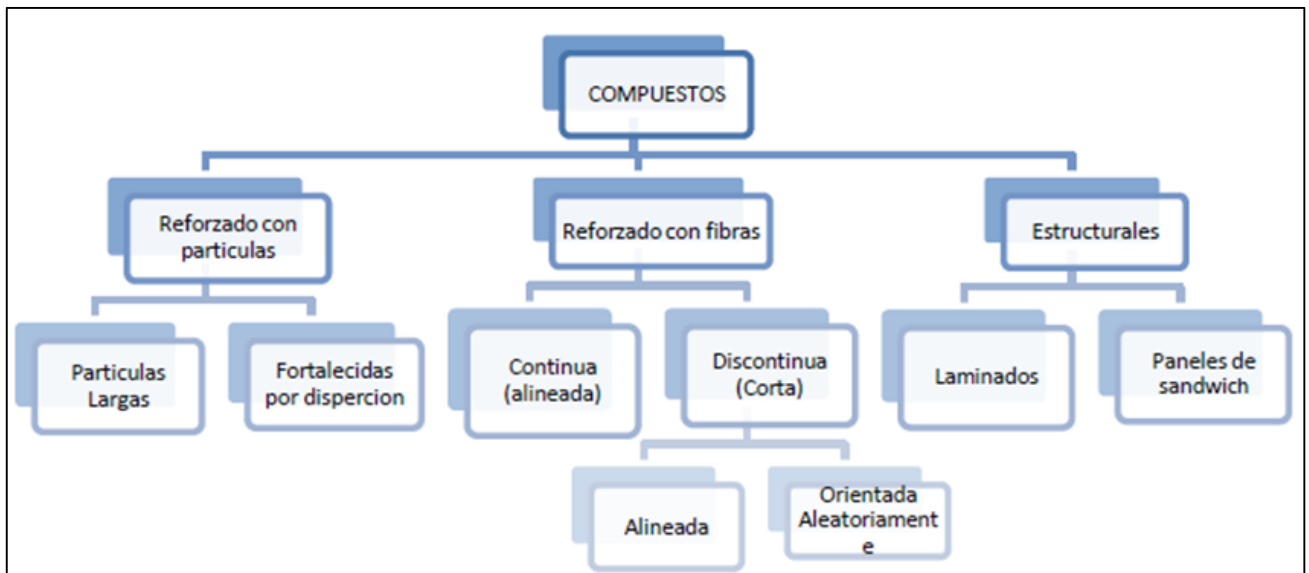


Figura 1.28 Clasificación de materiales compuestos

Fuente: Materials Science [117].

1.11.2 Matriz

Es la fase continua en la que el refuerzo queda embebido. Materiales metálicos, cerámicos o resinas pueden cumplir con este papel; no obstante, las matrices poliméricas son las comúnmente utilizadas. Sus funciones principales son: Soportar las fibras, transferir las cargas a las fibras, evitar la propagación de grietas en las fibras y proteger de daños externos durante su uso [118].

1.11.3 Refuerzo

Es la fase dispersa que se adiciona a la matriz para incrementar la resistencia y rigidez mecánica. Los refuerzos pueden ser partículas o fibras. Entre tanto, se optimiza cuanto menor tamaño tienen las partículas, asimismo, al incrementarse la relación longitud/ diámetro de la fibra. En la industria los materiales compuestos reforzados con fibras son ampliamente utilizados debido a su resistencia, rigidez y poco peso [119].

1.12 Teoría de Homogenización

La teoría de Homogenización se basa en la caracterización del material a partir de un enfoque multi-escala. Este analiza materiales compuestos desde una perspectiva interna del material. En la escala macro se obtiene el comportamiento de la estructura y el compuesto es referido a un medio continuo homogenizado. La respuesta global de este material homogéneo se obtiene mediante un análisis en la micro-escala, a partir de un elemento representativo denominado RVE, en la que se simula la microestructura que contiene las heterogeneidades del material compuesto[15], [17], [120].

1.12.1 Micromecánica

La idea principal de la micromecánica es reemplazar el material heterogéneo original con un material homogéneo imaginario haciendo que el análisis estructural del material heterogéneo pueda ser simplificada[34] |. Por su parte, la micromecánica computacional sirve

para resolver el problema microestructural para proveer modelos constitutivos y respuestas locales precisos que pueden ser usados para el análisis estructural macromecánico[121], [122].

El primer objetivo de la micromecánica “*es predecir teóricamente las propiedades efectivas macroscópicas del material heterogéneo en términos de microestructura*”. Este paso es comúnmente llamado homogenización. El segundo objetivo de la micromecánica es “*predecir los campos microscópicos de los campos de esfuerzos y deformaciones dentro de la microestructura desde el comportamiento macroscópico*”[34].

1.12.2 Teorema del esfuerzo promedio

Si un cuerpo heterogéneo, en equilibrio estático, está sometido solo a tracción a lo largo del contorno el cual es generado por un tensor de esfuerzo constante. Entonces, el promedio del campo de esfuerzos dentro del RVE $\langle \sigma_{ij} \rangle$ es igual al macro-esfuerzo constante $\overline{\sigma_{ij}}$ sin importar la complejidad del campo de esfuerzos dentro del cuerpo del RVE σ_{ij} [123].

$$\langle \sigma_{ij} \rangle = \frac{1}{V_{RVE}} \int_{V_{RVE}} \sigma_{ij} dV = \overline{\sigma_{ij}}$$

Ecuación 1.1 Relación del teorema del esfuerzo promedio

1.12.3 Teorema de la deformación promedio

Si un cuerpo continuo con los constituyentes perfectamente unidos está sometido a una condición de contorno con desplazamientos generado por un tensor de deformación constante. Por lo tanto, se cumple que el promedio del campo de deformación infinitesimal dentro del RVE $\langle \varepsilon_{ij} \rangle$ es igual a la deformación efectiva constante $\overline{\varepsilon_{ij}}$ sin importar la complejidad del campo de deformaciones dentro del cuerpo del RVE ε_{ij} [123].

$$\langle \varepsilon_{ij} \rangle = \frac{1}{V_{RVE}} \int_{V_{RVE}} \varepsilon_{ij} dV = \overline{\varepsilon_{ij}}$$

Ecuación 1.2 Relación del teorema de la deformación promedio

1.12.4 Condición de Macrohomogeneidad de Hill-Mandel

Para que el promedio de la densidad de energía de deformación dentro del RVE $0.5 \langle \sigma_{ij} \varepsilon_{ij} \rangle$ sea el mismo que la densidad de energía de deformación del material homogéneo $0.5 \overline{\sigma_{ij} \varepsilon_{ij}}$ en un mismo espacio ocupado, teniendo en consideración que el cuerpo heterogéneo no tiene fuerzas de cuerpo, está en régimen lineal elástico y equilibrio estático, las condiciones de contorno aplicados al RVE deberán de cumplir la Condición de Macrohomogeneidad de Hill-Mandel $U = \langle \sigma_{ij} \varepsilon_{ij} \rangle = \overline{\sigma_{ij} \varepsilon_{ij}}$. Para cumplir esta condición es evidente que la integral de superficie debe de desaparecer. En consecuencia, la homogenización puede ser entendido como encontrar un material homogéneo que sea energéticamente equivalente al material original heterogéneo[34].

$$\langle \sigma_{ij} \varepsilon_{ij} \rangle - \overline{\sigma_{ij} \varepsilon_{ij}} = \frac{1}{V_{RVE}} \int_{V_{RVE}} n_k (\sigma_{ik} - \overline{\sigma_{ik}}) (u_i - y_j \overline{\varepsilon_{ij}}) dS$$

Ecuación 1.3 Condición de Macrohomogeneidad de Hill-Mandel

1.13 Materiales Bio-compuestos

Los materiales compuestos de matriz polimérica reforzados con fibras naturales representan una alternativa sostenible en comparación a los materiales compuestos convencionales. Es decir, los compuestos de fibras sintéticas tienen dos puntos problemáticos; el primero referido a su alta dependencia del petróleo y el segundo, a la generación de residuos de difícil descomposición tras finalizar su vida útil [124]–[126]. Es por ello, que muchos investigadores y científicos se mantienen en constante investigación sobre fibras naturales [127]. Las principales razones de su aplicación son las siguientes: Bajo costo, baja densidad, buenas propiedades mecánicas, eco-amigables y reciclables[128].

1.14 Plantas o fibras vegetales basadas en celulosa/lignocelulosa natural

Las fibras vegetales son materiales fibrosos que pueden extraerse de la naturaleza. En mayor proporción se componen de celulosa, lignina, hemicelulosa y otros componentes en menor cantidad. Las fibras celulósicas se encuentran en la naturaleza de diversas formas [129], es así que se clasifican como se muestra la **Figura 1.29**.

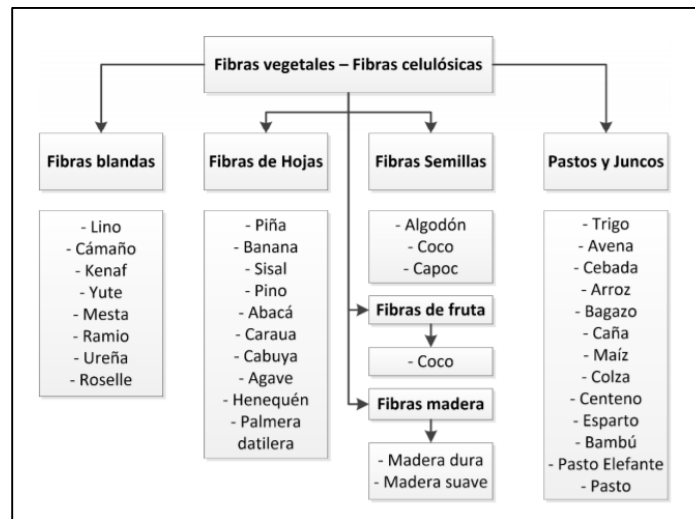


Figura 1.29 Clasificación de fibras celulósicas
Fuente: Universidad Pontificia Bolivariana [130].

La celulosa es el componente más importante en la mayoría de fibras naturales de origen vegetal, presentándose en forma de micro fibrillas cristalinas alineadas a lo largo de la longitud de la fibra [131]. Además, las fibras naturales tienen un comportamiento hidrófilo e higroscópico que da lugar a una elevada absorción de humedad y mínima adhesión con las matrices hidrofóbicas [132].

No obstante, el tratamiento químico se utiliza para acondicionar las fibras naturales con la finalidad de extraer la lignina y hemicelulosa y así mejorar la compatibilidad de la interfase fibra/matriz [133], [134].

1.15 Características de la fibra de *Stipa Obtusa*

La especie *Stipa Obtusa* es propia de los andes peruanos-bolivianos, siendo propia de pajonales a campo abierto a una altitud que oscila entre los 3000 y 4800 metros de altitud [32]. Asimismo, es una especie perenne erecta con gran macollaje, de hojas finas, firmes y láminas involutas, así como panículas blanquecinas sedosas de hasta 40 centímetros de largo [135]. En la siguiente **Tabla 1.3** se presenta la taxonomía de la especie *Stipa Obtusa*.

Reino	Plantae
Familia	Poaceae
Tribu	Stipeae
Genero	Stipa
Especie	<i>Stipa obtusa</i>

Tabla 1.3 Taxonomía de la fibra natural *Stipa Obtusa*
Fuente: Standard Report Page ITIS [136].

Estudios a partir de segmentación de imágenes han estimado que el potencial de producción anual de esta especie es de 70 toneladas a lo largo de la región andina en el Perú [33]. Por este motivo en zonas alto andinas, el *Stipa Obtusa* tiene múltiples aplicaciones, entre las cuales se puede mencionar el techado de casas (ver **Figura 1.30**), fabricación de vasijas de barro, escobas, construcción de paredes en bajas proporciones y otros [135].



Figura 1.30 Techado de casa con fibras de Ichu en Ayacucho-Perú

Fuente: Assessment of Ichu Fibers as Non-Expensive Thermal Insulation System for the Andean Regions [137].

Las características y propiedades que se presentan en la Sección 1.12, corresponden a un estudio donde las fibras de la especie *Stipa* se extrajeron a una altitud de 3600 metros de altitud. De igual modo se realizó tratamiento químico a las fibras con una concentración de 1.5M NaOH a una temperatura de 70°C durante 45 minutos, con el objetivo de mejorar la compatibilidad de la interfase matriz/fibra [33].

1.15.1 Características químicas

La cantidad de celulosa, lignina y hemicelulosa de la especie *Stipa Obtusa* es importante para su estudio. Es así que la celulosa es el componente químico más influyente en las propiedades mecánicas y aproximadamente tiene 38 % de celulosa. En la **Tabla 1.4** se muestra la composición química de la fibra con mayor detalle [33].

Componentes	<i>Stipa Obtusa</i>	
	Promedio (%)	Desviación Estándar (%)
Celulosa	38.07	0.91
Hemicelulosa	26.52	1.21
Lignina	15.56	0.72
Otros extractivos	14.57	0.06
Cenizas	4.36	0.17
Total	99.08	-
Humedad	9.33	0.12

Tabla 1.4 Composición química de la especie *Stipa Obtusa* recolectado en Tinta (Cusco)

Fuente: Adaptado de Assessment of Ichu Fibers Extraction and Their Use as Reinforcement in Composite Materials [33].

1.15.2 Propiedades de flexión de compuestos laminados reforzados con *Stipa Obtusa*

Las propiedades mecánicas en flexión de los laminados reforzados con fibra de *Stipa Obtusa*. Se calcularon ensayando 5 probetas en dirección longitudinal y transversal acorde al estándar ISO 14125. Asimismo, la fracción de volumen de la fibra varía de 0.36 a 0.413. Por un lado, las propiedades de resistencia y modulo a flexión del laminado en dirección longitudinal determinarán la performance de las fibras ver **Figura 1.31** [33].

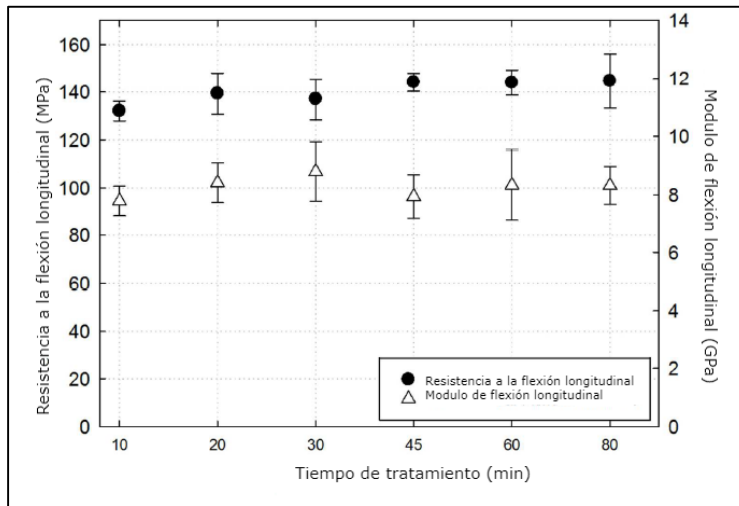


Figura 1.31 Módulo y resistencia a la flexión longitudinal del laminado reforzado por fibras de la especie *Stipa Obtusa* tratadas con 1.5M NaOH en función al tiempo tratamiento químico
Fuente: Assessment of Ichu Fibers Extraction and Their Use as Reinforcement in Composite Materials [33].

Por otro lado, asumiendo perfecta adhesión en la interfase fibra/matriz las propiedades de flexión en dirección transversal del laminado determinarán la performance de la interfase fibra/matriz. De la **Figura 1.32** se observa que las máximas propiedades del *Stipa Obtusa* se obtienen en un tiempo de tratamiento de 45 minutos[33].

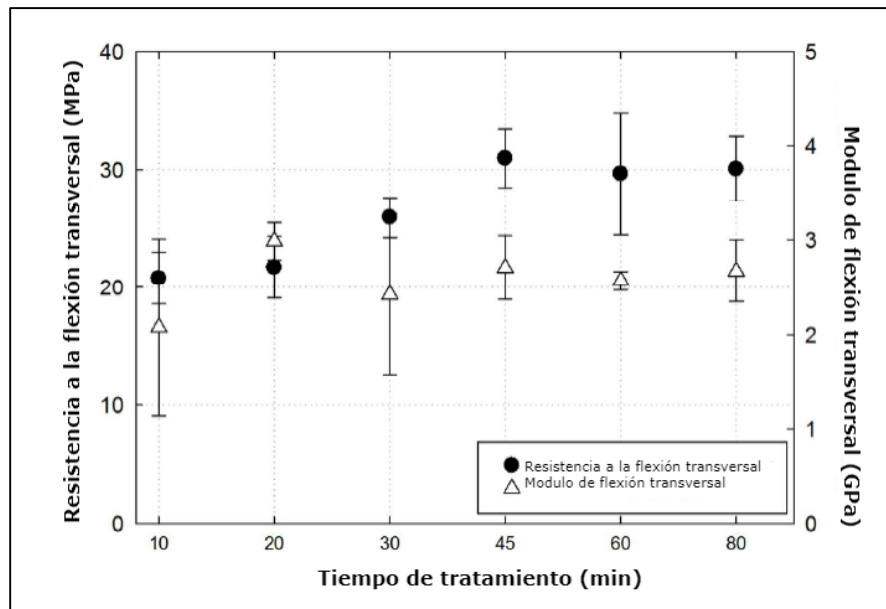


Figura 1.32 Módulo y resistencia a la flexión transversal del laminado reforzado por fibras de la especie *Stipa Obtusa* tratadas con 1.5M NaOH en función al tiempo tratamiento químico
Fuente: Assessment of Ichu Fibers Extraction and Their Use as Reinforcement in Composite Materials [33].

De forma similar, las propiedades a tensión de la fibra de la especie *Stipa Obtusa* fueron determinados utilizando la norma ASTM C1557 durante el ensayo los desplazamientos fueron controlados para obtener resultados confiables. La **Figura 1.33** muestra que el módulo de elasticidad de la fibra optimizada es de 27.33 GPa, el esfuerzo de falla es de 427.54 MPa y la deformación de falla es de 0.016 con 0.0030 de DS [33].

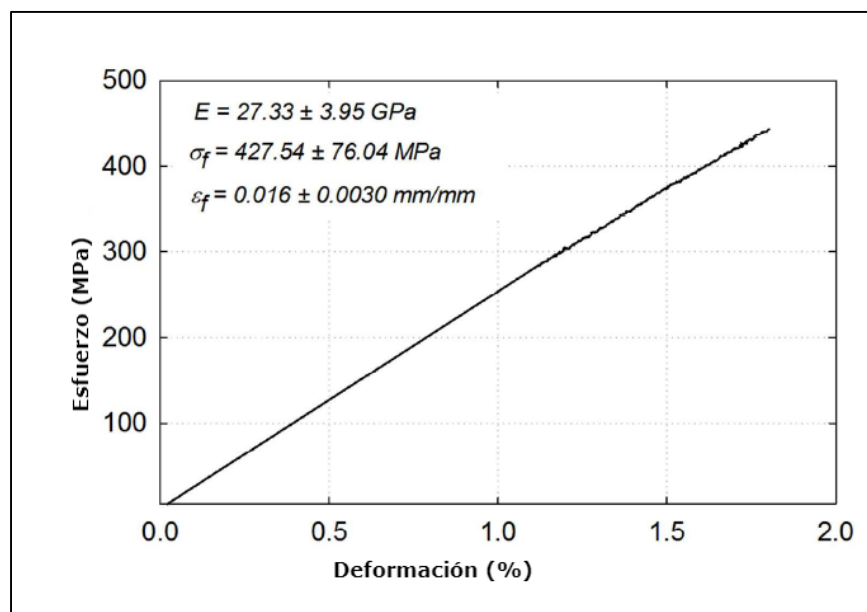


Figura 1.33 Módulo y resistencia a la tensión en la fibra la especie *Stipa Obtusa* tratadas con 1.5M NaOH
Fuente: Assessment of Ichu Fibers Extraction and Their Use as Reinforcement in Composite Materials [33].

En la **Tabla 1.5** a continuación, se presenta el resumen de las principales propiedades mecánicas de la especie *Stipa Obtusa* con tratamiento químico a 1.5M NaOH.

Parámetro	Valor
Módulo de tensión la fibra (Gpa)	27.3
Relación de Poisson de la fibra 12	0.1897
Densidad de la fibra (Kg/m ³)	1470
Resistencia a la tracción de la fibra (Mpa)	427.54
Módulo a flexión longitudinal del laminado (GPa)	8
Modulo a flexión transversal del laminado(GPa)	2.88
Resistencia a flexión longitudinal del laminado(MPa)	145
Resistencia a flexión transversal del laminado (MPa)	33

Tabla 1.5 Resumen de propiedades mecánicas de la fibra de la especie *Stipa Obtusa*
Fuente: Adaptado de Assessment of Ichu Fibers Extraction and Their Use as Reinforcement in Composite Materials [33].

1.16 Caracterización de lámina y transformación de coordenadas.

Una lámina o tejido de fibras de un material compuesto unidireccional tiene tres planos entre si ortogonales y se conoce como material ortotrópico, el cual presenta propiedades constantes a lo largo de estas direcciones. Por su parte, los ejes de coordenadas principales del material son asociados con la dirección del refuerzo que se encuentra en el plano longitudinal, un plano transversal a las fibras y un plano perpendicular al plano de la lámina. Al eje de coordenadas principales se le designa los numerales 1,2 y 3 [138].

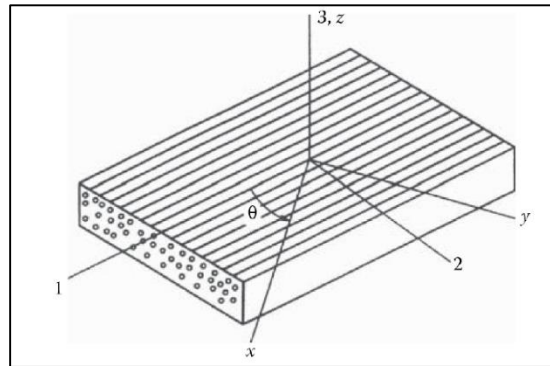


Figura 1.34 Coordenadas principales de una lámina de un material compuesto
Fuente: Principles of Composite Material Mechanics [138].

Por su parte, el sistema de coordenadas del material suele ser diferente del sistema de coordenadas del sistema. Por ello es necesario establecer relaciones de transformación entre las tensiones y deformaciones en los dos sistemas coordenados como lo muestra la **Figura 1.34**. Asimismo, la **Ecuación 1.4** muestra la relación de transformación de coordenadas, donde $c = \cos \theta$ y $s = \sin \theta$ [139].

$$\begin{bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \tau_{12} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c^2 & s^2 & 2SC \\ s^2 & c^2 & -2SC \\ -SC & SC & c^2 - s^2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \tau_{xy} \end{bmatrix}$$

Ecuación 1.4 Relación de transformación de coordenadas

1.17 Relaciones de esfuerzo-deformación de un material ortotrópico

Un material ortotrópico es aquel que tiene tres planos perpendiculares de simetría entre sí. La relación de esfuerzo-deformación tiene nueve constantes elásticas independientes.

Por su parte, el sistema de coordenadas de referencia es a lo largo de los ejes principales. El eje 1 se refiere a donde las fibras están orientadas, el eje 2 se ubica de manera transversal a los refuerzos y el 3 es normal a los ejes 1 y 2. En la **Ecuación 1.5** y la **Ecuación 1.6** la matriz de rigidez C_{ij} y la matriz de flexibilidad S_{ij} se relacionan con las constantes ingenieriles E_{ij} , G_{ij} y ν_{ij} , por su parte, la matriz S_{ij} es inversa de la matriz C_{ij} [139]

$$\begin{bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \tau_{23} \\ \tau_{31} \\ \tau_{12} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} & & & \\ C_{12} & C_{22} & C_{23} & & & \\ C_{13} & C_{23} & C_{33} & & & \\ & & & C_{44} & & \\ & & & & C_{55} & \\ & & & & & C_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \\ \gamma_{23} \\ \gamma_{31} \\ \gamma_{12} \end{bmatrix}$$

Ecuación 1.5 Relación de esfuerzo- deformación en un material ortotrópico

$$\begin{bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \\ \gamma_{23} \\ \gamma_{31} \\ \gamma_{12} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_{11} & S_{12} & S_{13} & & & \\ S_{12} & S_{22} & S_{23} & & & \\ S_{13} & S_{23} & S_{33} & & & \\ & & & S_{44} & & \\ & & & & S_{55} & \\ & & & & & S_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \tau_{23} \\ \tau_{31} \\ \tau_{12} \end{bmatrix}$$

Ecuación 1.6 Relación de deformación- esfuerzo en un material ortotrópico

Donde las constantes ingenieriles E_i , G_{ij} y ν_{ij} son obtenidos a partir de los coeficientes de la matriz de flexibilidad S_{ij} mediante las siguientes relaciones:

$$S_{11} = \frac{1}{E_1} ; S_{22} = \frac{1}{E_2} ; S_{33} = \frac{1}{E_3} ; S_{44} = \frac{1}{G_{23}} ; S_{55} = \frac{1}{G_{31}} ; S_{66} = \frac{1}{G_{12}}$$

$$S_{12} = -\frac{\nu_{12}}{E_1} = -\frac{\nu_{21}}{E_2} ; \quad S_{13} = -\frac{\nu_{13}}{E_1} = -\frac{\nu_{31}}{E_3} ; \quad S_{23} = -\frac{\nu_{23}}{E_2} = -\frac{\nu_{32}}{E_3}$$

Ecuación 1.7 Relación de la matriz de flexibilidad y las constantes ingenieriles en un material ortotrópico

1.18 Material Ortotrópico de una lámina

Para el análisis de láminas se asume un estado simple de esfuerzo en 2D, es decir en un plano. Esto debido a que una lámina de material compuesto tiene un espesor delgado.

Como consecuencia, la matriz se simplifica haciendo que σ_3, τ_{23} y $\tau_{31} = 0$. En este caso la lámina solo tiene 4 constantes elásticas independientes como se muestra en la **Ecuación 1.8** [140].

$$\begin{bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \gamma_{12} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_{11} & S_{12} & \\ S_{12} & S_{22} & \\ & & S_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \tau_{12} \end{bmatrix}$$

Ecuación 1.8 Relación de deformación- esfuerzo en una lámina ortotrópica.

1.19 Orientación de las fibras

Las fibras en las matrices de un material compuesto pueden introducirse con diferentes orientaciones o en forma aleatoria. Una de las principales características de los compuestos reforzados con fibra es que sus propiedades se puedan diseñar para soportar cargas diferentes. El efecto de la orientación de las fibras define las propiedades mecánicas globales de laminación.

Cuando la carga axial sucede a los largo de la dirección de la fibra se obtiene grandes resistencias mecánicas (ver **Figura 1.35**). Es usual diseñar estructuras con diferentes ángulos de laminación para conseguir propiedades isotrópicas o anisotrópicas. Dichas direcciones de laminación se distribuyen según sea el requerimiento de diseño que es acorde a las cargas externas que actúan en el componente estructural analizado [119]

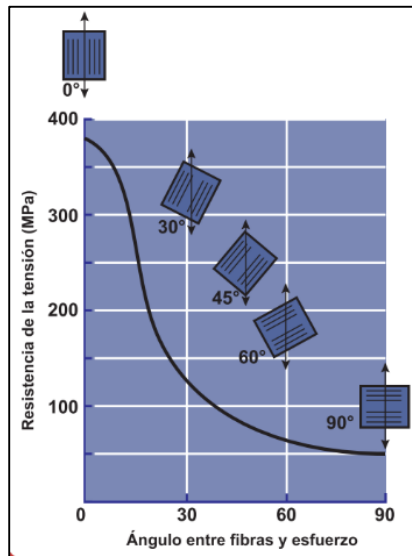


Figura 1.35 Efecto de la orientación de las fibras en la resistencia a la tensión
Fuente: Materiales y materias primas – materiales compuestos [119].

1.20 Aspectos relevantes de OpenSim

OpenSim es un software desarrollado para el análisis biomecánico[141]. Este software incluye cinemática inversa, que resuelve el movimiento de los segmentos rígidos a partir del conocimiento de los marcadores en las posiciones espaciales; dinámica inversa, que determina el conjunto de fuerzas generalizadas del sistema estimadas a partir de las aceleraciones y optimización estática [142], [143], que descompone las fuerzas netas en una cantidad redundante de actuadores. Con este algoritmo se calcula fuerzas musculares y una herramienta especializada de escalamiento que permite modificar las medidas antropométricas del modelo genérico a las medidas del paciente [144]. A continuación se muestra en la **Figura 1.36** con el flujo de trabajo de OpenSim.

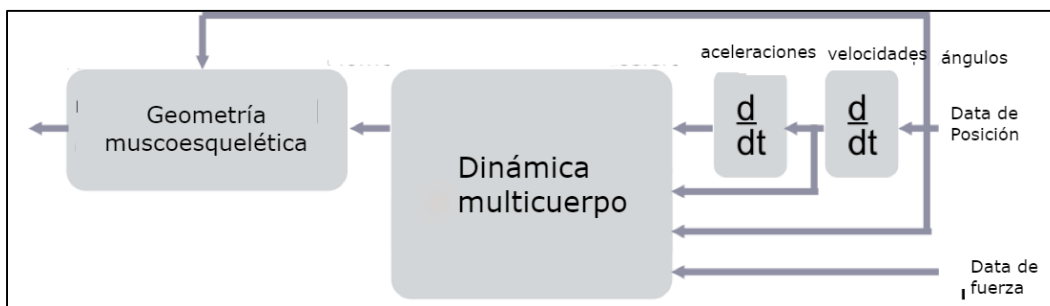


Figura 1.36 Flujo de trabajo de OpenSim
Fuente: Simtk-Workflow [145].

1.20.1 Escalado

El modelo muscoesquelético se escala para que coincida con la antropometría del paciente. Las dimensiones de cada segmento corporal del modelo son escaladas en base a las distancias de los marcadores obtenidos del sistema de movimiento de captura que corresponden a la localización del marcador virtual en el modelo. Las propiedades de masa son escaladas proporcionalmente para que la masa total medida del sujeto sea reproducida [146].

1.20.2 Cinemática Inversa

En Cinemática Inversa (IK) se calcula el conjunto de coordenadas generalizadas (ángulos en las articulaciones y posiciones) del modelo que mejor coincidan con la cinemática experimental capturada en el laboratorio.

Habitualmente, en la cinemática experimental se incluye posiciones experimentales de los marcadores a partir de las cuales se obtienen los valores de los ángulos en las articulaciones (ver ¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.). La herramienta IK pasa por cada instante de tiempo y calcula los valores de las coordenadas generalizadas que mejor coincidan con los marcadores experimentales [147].



Figura 1.37 Cinemática Inversa en OpenSim
Fuente: Simtk-IK [148].

1.20.3 Algoritmo de reducción residual (RRA)

El propósito del algoritmo de reducción residual es minimizar los efectos de los errores de modelado y procesamiento de datos que agregan y conducen a grandes fuerzas compensatorias no físicas llamadas residuales. El RRA altera el centro de masa del torso con el fin de ajustar y variar la cinemática obtenida en IK para hacerla más consistente dinámicamente [48]. Es así, que OpenSim utiliza el RRA para calcular las fuerzas residuales por la **Ecuación 1.9** [149]

$$F_{externo} = \sum_{i=1}^{segmentos} m_i \ddot{q}_i^{exp} - F_{residual}$$

Ecuación 1.9 Relación de algoritmo de reducción residual de OpenSim

Donde:

$F_{externo}$ = Fuerza de reacción medida del piso menos el vector peso del cuerpo.

\ddot{q}_i^{exp} = Aceleración traslacional del centro de masa de un segmento de cuerpo

m = Masa del segmento del cuerpo

$F_{residual}$ = Fuerza residual

1.20.4 Dinámica Inversa

La herramienta de dinámica inversa permite al usuario determinar los torques y fuerzas netas en cada articulación para un movimiento dado. Los datos de entrada que se requiere para resolver la ecuación de movimiento **Ecuación 1.10** [150] son la cinemática (posiciones, velocidades aceleraciones), los parámetros del segmento del cuerpo (propiedades de masa, longitudes de los segmentos, inercias) y las fuerzas externas (fuerzas de reacción). El movimiento está completamente definido por las posiciones, velocidades y aceleraciones generalizadas; en consecuencia, todos los términos del lado izquierdo de la ecuación son conocidos. La dinámica Inversa utiliza herramientas que nos permite conocer el vector de fuerzas generalizadas τ [151], [152]

$$\tau_{Variable_Desconocida} = \underbrace{M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q}) + G(q)}_{Variables_Conocidas}$$

Ecuación 1.10 Dinámica Inversa de OpenSim

Siendo N el número de grados de libertad

$q, \dot{q}, \ddot{q} \in R^N \rightarrow$ Vectores de posiciones velocidades y aceleraciones.

$M(q) \in R^{N \times N} \rightarrow$ Matriz de masas del sistema.

$C(q, \dot{q}) \in R^N \rightarrow$ Vector de fuerzas centrífugas y coriolis.

$G(q) \in R^N \rightarrow$ Vector de fuerzas gravitacionales.

$\tau \in R^N \rightarrow$ Vector de fuerzas generalizadas.

1.20.5 Optimización Estática

La Optimización estática es una ampliación de la dinámica inversa. En esta herramienta de OpenSim se calcula los momentos netos de cada articulación para obtener las fuerzas musculares en cada instante. Así mismo, determina el mejor conjunto de fuerzas musculares para reproducir los momentos netos en las articulaciones, sin sobrepasar los límites de las fuerzas musculares y optimizando un criterio de desempeño.

Las fuerzas musculares se resuelven minimizando la suma de cuadrados de las activaciones musculares (ver **Ecuación 1.12**) [153]. Se utiliza el movimiento conocido del modelo para solucionar las ecuaciones de movimiento sujetas a las condiciones de activación muscular. El momento provocado por estas fuerzas se puede calcular basado en las propiedades internas del modelo muscular **Ecuación 1.11** [154].

$$\sum_{m=1}^n [a_m f(F_m^0, l_m, v_m)] r_{m,j} = \tau_j$$

Ecuación 1.11 Relación de optimización estática en OpenSim

Mientras se minimiza la función objetivo.

$$J = \sum_{m=1}^n (a_m)^p$$

Ecuación 1.12 Minimización de función objetivo en OpenSim

Donde:

m = Número de músculos en el modelo

a_m = El nivel de activación del musculo m en un tiempo discreto.

F_m^0 = Fuerza máxima isométrica ideal definido para un musculo m

l_m = Longitud del músculo

v_m Velocidad de acortamiento del musculo

τ_j = Torque actuante alrededor de la articulación

$r_{m,j}$ = Brazo de la fuerza del musculo m para la articulación j

1.20.6 Control muscular computarizado

El control muscular computarizado (CMC) es un método de control por retroalimentación que estima los controles de actuadores de un modelo muscoesquelético, tal que las fuerzas generadas por dichos actuadores provoquen un movimiento que se ajuste a una trayectoria definida anteriormente [155]. La herramienta CMC calcula las excitaciones musculares que impulsarán las coordenadas generalizadas de un modelo muscoesquelético dinámico para el seguimiento de una cinemática deseada en presencia de fuerzas externas. CMC lo hace usando una combinación de control derivativa proporcional (PD) y la optimización estática como lo muestra la **Figura 1.38** [156].

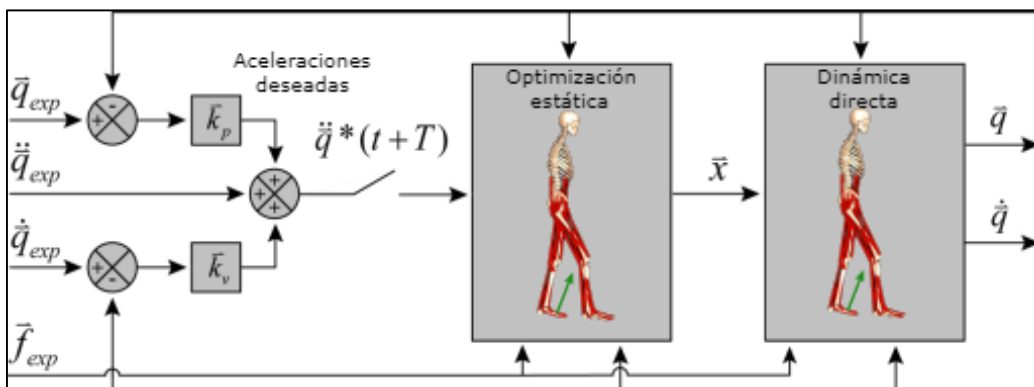


Figura 1.38 Control Numérico Computarizado en OpenSim
Fuente: Simtk-CMC [156].

CAPÍTULO II

METODOLOGÍA

El objetivo del presente trabajo de investigación es obtener una prótesis transtibial mediante un análisis multi-escala. En ese sentido, se partió por realizar el diseño conceptual de la misma utilizando una matriz morfológica de Zwicky. Seguidamente, se realizó la selección del material tomando en consideración la densidad, resistencia mecánica, costo y biodegradabilidad. Para la toma de decisión en ambos casos, se utilizó un análisis multicriterio.

Por otro lado, el análisis biomecánico se realizó con el software OpenSim con el objetivo de calcular las fuerzas en la interfase socket/unión. Asimismo, se efectuó la caracterización virtual del material compuesto de matriz poliéster con fibra natural (*Stipa Obtusa*) mediante el uso de la micromecánica con el propósito de obtener las constantes ingenieriles de interés. Finalmente, se validó el diseño propuesto con el software de elementos finitos. En el siguiente diagrama de flujo se presentan los pasos para llevar a cabo la investigación, los mismos que se detallan en los siguientes párrafos.



Figura 2.1 Flujo de trabajo metodológico
Fuente: Elaboración propia

2.1 Diseño conceptual

2.1.1 Elaboración y evaluación del diseño conceptual

El diseño de la prótesis transtibial partió por la generación de conceptos con la ayuda de un esquema sistemático llamado matriz morfológica de Zwicky, el cual se puede apreciar en la **Figura 2.2**. En esta matriz, las columnas representan los conceptos por cada componente de la prótesis, mientras que las filas establecen las funciones a cumplir por cada uno de estos conceptos. Es así, que cada función específica se unió con un concepto de

solución, producto de ello se generó una propuesta conceptual de solución. Para el caso del diseño de la prótesis transtibial la función total se compone de cinco sub-funciones

Función	Concepto de Solución 1	Concepto de Solución 2	Concepto de Solución 3	Concepto de Solución 4	Concepto de Solución 5
Resistir fuerzas en el pie	 Pie 1	 Pie 2	 Pie 3	 Pie 4	 Pie 5
Amortiguar	 Resortes	 Hidraulico	 Neumatico	 Material de pie	
Sujetar tibia/pie	 Adaptador universal	 Conexion doble	 Placa metalica		
Resistir fuerzas en la tibia	 Pilar	 Estructura	 Personalizado	 Carcasa	
Tipo de encaje	 Personalizado	 Simple			

Figura 2.2 Matriz morfológica de la prótesis transtibial en estudio.

Fuente: Elaboración propia

Concepto de solución	Tipo de línea
A	
B	
C	
D	
E	

De la generación de conceptos se obtuvieron cinco conceptos preliminares representados con las letras de la A a la E, los cuales constituyen un primer acercamiento para obtener la solución óptima. A continuación, se describen las rutas por cada concepto de solución generado.

Conceptos	Letra
Pie 1 - Sistema de amortiguación neumático- Adaptador Universal – Tibia personalizada – Encaje personalizado.	A
Pie 3 - Amortiguación del propio material – Conexión doble –Tibia simple tubular – Encaje simple.	B
Pie 2 – Amortiguación del propio material – Conexión con placa metálica - Tibia tipo carcasa – Encaje simple.	C
Pie 5 – Amortiguación con resortes – Adaptador universal – Tibia simple tubular– Encaje personalizado.	D
Pie 4 – Amortiguación hidráulica – Adaptador universal –Tibia tipo pilar – Encaje simple.	E

Tabla 2.1 Descripción de conceptos de solución preliminares para la prótesis transtibial
Fuente: Elaboración propia

Para la selección del concepto de solución óptima se emplearon criterios que impactaban de forma directa a la performance de la prótesis como el nivel de actividad, peso, comodidad, entre otros. A cada uno de estos criterios se le asignó un peso para determinar su importancia relativa frente a los otros criterios. A continuación, se explica los pesos asignados a cada criterio de diseño:

- Nivel de actividad: El usuario debe tener la capacidad de realizar un nivel de actividad medio – alto. Por ende, el pie protésico debe ser de respuesta dinámica, representando un nivel de criterio importante. Por este motivo se le asignó un peso de 20.
- Peso: La prótesis debe tener un bajo peso para comodidad del usuario. Es decir, se pretende realizar una prótesis que brinde facilidad de desplazamiento con el mínimo esfuerzo durante la locomoción. Por ello se le asignó un peso de 20.

- **Comodidad:** El pie protésico debe brindar confort durante la locomoción y a la vez adaptabilidad al usuario. El nivel de importancia de este criterio representa un peso asignado de 15.
- **Fácil instalación:** Se considera que la prótesis debe tener una instalación de componentes relativamente sencilla. Es decir, la prótesis debe tener pocos componentes con el objetivo de que el usuario realice el montaje de componentes por sí mismo. A este criterio se le asignó un valor de 15.
- **Fácil manufactura:** La prótesis debe ser de fácil fabricación con el objetivo de que sea escalable y reproducible. La morfología del pie protésico debe tener geometría de poca complejidad. Es por ello que se le asignó a este criterio un peso de 15.
- **Mantenimiento:** El pie protésico y sus partes deben ser de fácil mantenimiento. Por ende, el peso asignado es de 15 puntos.

Asimismo, se evaluó el nivel de satisfacción del criterio por cada concepto de solución generado, asignándole un valor de 1 a un nivel bajo de satisfacción y 5 a la máxima satisfacción, tal como se presenta en la **Tabla 2.2**.

Criterio de Diseño	Peso	Valores		
		Alto	Medio	Bajo
Nivel de actividad	20	5	3	1
Peso	20	1	3	5
Comodidad	15	5	3	1
Fácil instalación	10	5	3	1
Fácil manufactura	20	5	3	1
Mantenimiento	15	1	3	5
Total	100			

Tabla 2.2 Criterios de diseño con los pesos asignados y nivel de valores de satisfacción de criterio para la selección del concepto óptimo de la prótesis transtibial

Fuente: Elaboración propia

A continuación, se presenta el razonamiento para la asignación de valores a cada criterio.

- **Nivel de actividad:** Considera el nivel de actividad que la prótesis pueda realizar de acuerdo a parámetros de topología del modelo de pie en mayor

medida. En ese sentido, se le asignó un valor alto (5) a los conceptos que permitan una alta actividad k3, medio (3) si tienen un nivel de actividad moderado (entre k3 y k2) y bajo (1) si tienen un bajo nivel de actividad (k2).

- **Peso:** Es importante que la prótesis tenga un peso adecuado para obtener un diseño amigable con el usuario. El concepto de solución con un puntaje de 5 corresponde a un dispositivo con bajo peso (menor a 3.00 kg), un puntaje de 3 corresponde a un dispositivo con un peso moderado entre 3.50 y 4.00 kg, mientras que una solución de concepto con un puntaje de 1 corresponde a un dispositivo de alto peso (mayor a 4.00 kg).
- **Comodidad:** Se considera la comodidad de la locomoción durante la marcha humana y la adaptabilidad del usuario. El concepto de solución al que se le asignó un puntaje de 5 correspondió a un diseño que brinda una gran comodidad al usuario, un puntaje de 3 corresponde a un diseño de comodidad moderada, mientras que un puntaje de 1 significa que el concepto de diseño tiene baja comodidad.
- **Fácil instalación:** Este criterio considera el montaje de los componentes. Es decir, las prótesis con menores componentes tuvieron un mayor puntaje. Es por ello que un puntaje de 5 significa que el concepto tiene 10 componentes como máximo, un puntaje de 3 significa que tiene entre 10 y 15 componentes y un puntaje de 1 si tiene más de 15 componentes.
- **Fácil manufactura:** Considera el nivel de dificultad de la manufactura en la prótesis, teniendo en cuenta parámetros como topología del pie y formas complejas de unión entre ellas. Un valor de 5 significa un nivel de facilidad de manufactura alta (menos de 2 uniones complejas), un valor de 3 representa un nivel de facilidad media (entre 2 y 3 uniones complejas) y un valor de 1 significa una alta dificultad de manufactura (más de 3 uniones complejas).
- **Mantenimiento:** Considera el fácil mantenimiento del dispositivo durante su vida útil, con el objetivo de que sea el mismo usuario quien efectúe el mantenimiento. Un valor de 5 significa que el concepto tiene un bajo nivel de mantenimiento (1 vez por año), un valor de 3 representa un mantenimiento

moderado (entre 2 y 3 veces por año) y 1 representa un concepto de solución con alto nivel de mantenimiento (más de 3 veces por año).

Las cinco propuestas fueron evaluadas cuantitativamente empleando la **Tabla 2.3**, en la que se le asignó un valor a cada concepto conforme a los criterios descritos líneas arriba y se los multiplicó por el peso de cada criterio en función al cumplimiento del criterio evaluado. Posterior a ello, se sumaron los puntajes obtenidos por cada concepto, obteniendo un valor global en función de los criterios y sus pesos. De este modo, la propuesta de solución de mayor puntaje fue elegida como el concepto de solución óptimo.

Criterio	Peso	Concepto A		Concepto B		Concepto C		Concepto D		Concepto E	
		Valor	Puntaje	Valor	Puntaje	Valor	Puntaje	Valor	Puntaje	Valor	Puntaje
Nivel de actividad	20										
Peso	20										
Comodidad	15										
Fácil instalación	10										
Fácil manufactura	20										
Mantenimiento	15										
Total	100										

Tabla 2.3 Criterios de diseño con los pesos asignados y nivel de valores de satisfacción de criterio para la selección del concepto óptimo de la prótesis transtibial

Fuente: Elaboración propia

2.2 Selección de material

Una vez seleccionado el concepto, se procedió a la selección del material, para lo cual se tuvo en consideración los parámetros presentados en la **Tabla 1.2**, los cuales sirvieron para elaborar la **Tabla 2.5** que se presenta a continuación. Aquí se seleccionaron criterios para la valoración cuantitativa del material con un rango de valores según los resultados del estudio del arte.

N°	Criterio	Unidades	Alto	Medio	Bajo
1	Módulo de elasticidad	GPa	<250	10-100	>10
2	Densidad del material	Kg/m ³	>3000	1000 -2500	<1000

N°	Criterio	Unidades	Alto	Medio	Bajo
3	Costo	USD/Kg	>5	2-5	>1
4	Duración	-	Excelente	Bueno	Malo
5	Resistencia a la tracción	MPa	>800	25- 250	>25
6	Biodegradable	-	Excelente	Bueno	Malo

Tabla 2.4 Criterios de material con los niveles de valores de satisfacción para la selección del material óptimo del pie protésico.

Fuente: Elaboración propia

Luego, se propusieron 5 materiales para la evaluación de los diferentes criterios y la selección del material óptimo. En la **Tabla 2.5** se presentan las características de dichos materiales.

Criterio	Compuesto de fibra de Carbono con matriz epóxica A	Aluminio 6061 B	Compuesto reforzado con fibras de <i>guada</i> C	Compuesto reforzado con fibras de <i>Obtusa</i> D	ABS E
Módulo de elasticidad (GPa)	>80	69.50	3.3	8.10	2.30
Densidad(kg/m ³)	1500	2700	1550	1320	1050
Costo	14	3.3	2.0	1.7	0.5
Duración	Alta	Alta	Media	Media	Baja
Resistencia a la tracción (MPa)	>600	310	75	140	43.6
Biodegradable	Bajo	Bajo	Alto	Alto	Bajo

Tabla 2.5 Características de los cinco materiales propuestos para la selección del material óptimo del pie protésico.

Fuente: Elaboración propia

Estos 5 materiales se evaluaron cuantitativamente en base a la ponderación de los criterios de módulo de elasticidad, densidad, resistencia a la corrosión, entre otros. A cada uno de estos criterios se le asignó un peso para determinar su importancia relativa frente a los otros criterios. A continuación, se describe la asignación de pesos para cada criterio establecido en la selección del material óptimo.

- **Módulo de elasticidad:** El material debe tener un módulo de elasticidad aceptable con la finalidad de almacenar energía durante la marcha humana para posteriormente liberarla. Es por ello, que se le asignó un valor de 20.
- **Densidad:** La prótesis debe tener un peso adecuado para que el usuario se desplace con el mínimo esfuerzo posible, es por ello que el material debe tener baja densidad. Por ende, se le asignó un peso de 18 al criterio descrito.
- **Costo:** El material debe tener un bajo costo con el objetivo de reducir el precio del pie protésico para que el dispositivo sea asequible a los usuarios. Es por ello que se asignó un peso de 16 al criterio mencionado.
- **Duración:** El material debe ser duradero para garantizar una vida útil aceptable en la prótesis. Por ello, se le asignó un peso de 14 al criterio de la duración.
- **Resistencia a la tracción:** El material debe tener una resistencia a la tracción aceptable con el objetivo de asegurar la integridad estructural de la prótesis. Es así, que le asignó un peso de 14 al criterio descrito.
- **Biodegradable:** El material debe tener la capacidad de bio-degradarse con el objetivo de diseñar una prótesis sostenible y eco-amigable. Es por ello que se le asignó un peso de 18 al criterio descrito.

Por otro lado, para cada criterio se asignó un valor numérico conforme al grado de satisfacción que presenta el material para cada criterio. En la **Tabla 2.6** se presentan los pesos y valores asignados para cada criterio.

Criterio	Peso	Valores		
		Alto	Medio	Bajo
Módulo de elasticidad	20	5	3	1
Densidad	18	1	3	5
Costo	16	1	3	5
Duración	14	5	3	1
Resistencia a la tracción	14	5	3	1
Biodegradable	18	5	3	1
Total	100			

Tabla 2.6 Criterios de diseño con los pesos asignados y nivel de valores de satisfacción de criterio para la selección de material.

Fuente: Elaboración propia.

A continuación se describen los fundamentos para la asignación de valores de cada criterio.

- **Módulo de elasticidad:** El material debe tener un módulo de elasticidad alto para prevenir plastificación de la prótesis. Se considera un valor de 5 si el material tiene alto nivel de elasticidad (>250 GPa), un valor de 3 si el material tiene un valor medio de elasticidad (entre 10 GPa y 100 GPa) y 1 si el material tiene un bajo módulo de elasticidad (<10 GPa).
- **Densidad:** La densidad influye directamente sobre el peso de la prótesis. Siendo 5 el puntaje que corresponde a un material con baja densidad (<1000 kg/m³), 3 a un material de densidad media (entre 1000 kg/m³ y 2500 kg/m³), mientras que 1 corresponde a un material con alta densidad (>3000 kg/m³).
- **Costo:** Se tiene en cuenta que el material debe tener un costo mínimo para que los costos de la prótesis disminuyan. Es por ello que un puntaje de 5 significa que el material tiene un costo que oscila de 0.5 a 2 USD/Kg, 3 que tiene un costo medio y el precio oscila de 2 a 5 USD/Kg, mientras que 1 corresponde a un material que tiene un costo mayor a 5 USD/Kg.
- **Duración:** Este criterio tiene en cuenta la duración del material y por ende, de la prótesis. En este sentido se le asigna el valor de 5 al material que se mantenga en óptimas condiciones durante un tiempo mayor, un valor de 3 si el material tiene una durabilidad media y un valor de 1 si tiene una durabilidad baja.
- **Resistencia a la tracción:** Es preferible que el material tenga una alta resistencia a la tracción para garantizar la función estructural del pie protésico. En ese sentido, se le asigna un valor de 5 al material que tenga una alta resistencia a la tracción (>800 MPa), 3 si tiene una resistencia media (entre 25 y 250 MPa) y 1 si tiene una baja resistencia (>25 Mpa).
- **Biodegradable:** Se considera que el material se degrade durante el fin de su vida útil, con el objetivo de que sea una prótesis eco-amigable. Un puntaje de

5 indica que el material es biodegradable, mientras, que 3 representa una biodegradabilidad media y 1 una baja biodegradabilidad.

Finalmente, los cinco materiales fueron evaluados cuantitativamente multiplicando el valor del peso asignado a cada criterio con el valor asignado al material en función al cumplimiento del criterio evaluado (ver **Tabla 2.7**). Posterior a ello se sumó cada resultado obteniendo un valor global para cada tipo de material. De este modo, el material con el mayor puntaje fue elegido como el material óptimo.

Criterio	Peso	Materiales									
		Compuesto de fibra de Carbono A		Aluminio 6061 B		Compuesto con fibras de <i>guada</i> C		Compuesto con fibras de <i>Obtusa</i> D		ABS E	
Módulo de elasticidad	20										
Densidad	18										
Costo	16										
Duración	14										
Resistencia a la tracción	14										
Biodegradable	18										
Totales	100										

Tabla 2.7 Criterios con los pesos asignados y nivel de valores de satisfacción de criterio para la selección del material óptimo del pie protésico.

Fuente: Elaboración propia

2.3 Acondicionamiento del modelo biomecánico y Cálculo de Fuerzas con OpenSim

Para el análisis biomecánico se empleó el software OpenSim con el objetivo de obtener las cargas en la interfase extensión tibial/pie protésico. A continuación, se describen los pasos realizados para conseguir el modelo acondicionado y las fuerzas durante la marcha humana, los mismos que se presentan en la **Figura 2.3**.

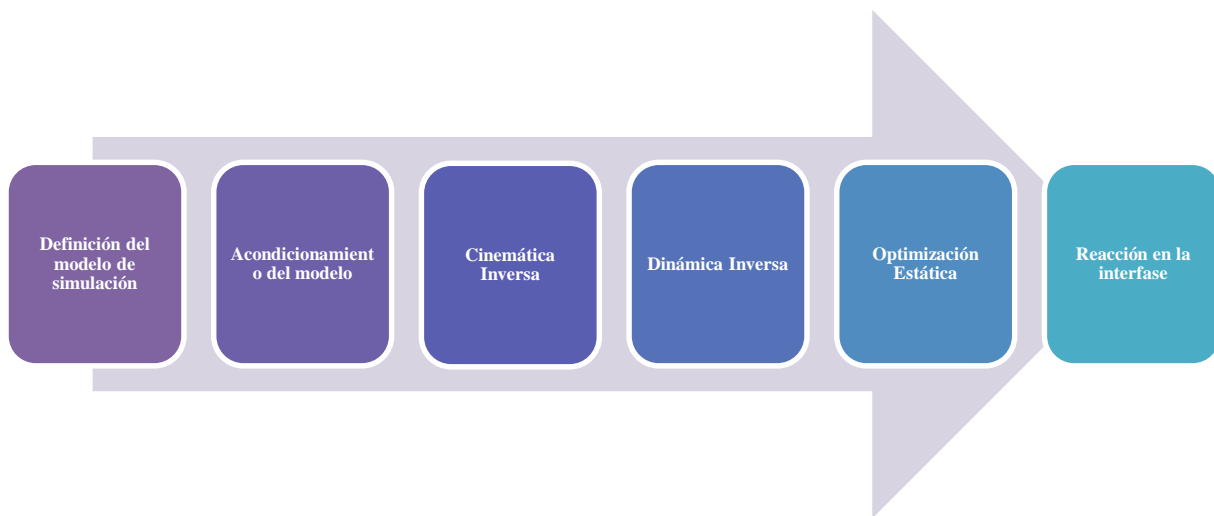


Figura 2.3 Flujo de trabajo en OpenSim para la obtención de las fuerzas en la interfase extensión tibial/pie protésico

Fuente: Elaboración propia

2.3.1 Definición del modelo de simulación

Se definió como modelo de simulación al modelo muscoesquelético desarrollado por Wilson [49], debido a que nos brinda datos experimentales de una persona con amputación transtibial. Estos aspectos son relevantes para agregar exactitud al cálculo realizado. Posteriormente se tuvo que acondicionar el modelo en función a los objetivos trazados en el presente estudio, tal como se describe en la siguiente sección.

2.3.2 Acondicionamiento del modelo

Una vez definido el modelo para la simulación, este fue adecuado a las necesidades del estudio. En primer lugar, se ingresaron las nuevas propiedades inerciales, datos de masa y centros de gravedad de cada componente del diseño óptimo seleccionado. El cálculo de las propiedades mencionadas se realizó con ayuda del software Inventor como se muestra en la siguiente figura.

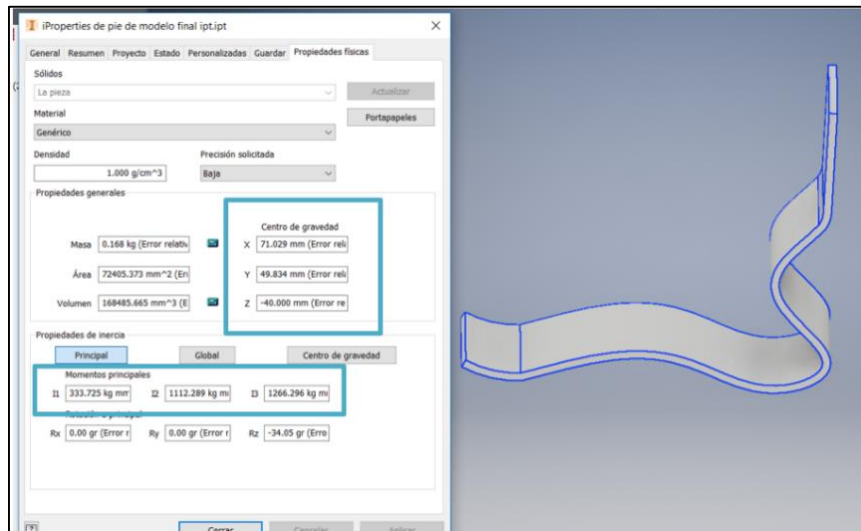


Figura 2.4 Cálculo de propiedades de inercia, masa y centro de gravedad del pie protésico en el programa Inventor

Fuente: Elaboración propia utilizando el Software Inventor.

Una vez calculados los parámetros de interés se insertaron en el código del modelo original. Para tal propósito se utilizó el software Notepad ++.

Luego, de haber realizado los cambios de propiedades se insertaron el pie protésico, soquete y los conectores en el modelo muscoesquelético. Finalmente, se obtuvo el modelo muscoesquelético acondicionado que se utilizó para los cálculos de interés del siguiente estudio

2.3.3 Cinemática Inversa

Después de obtener el modelo acondicionado se inició el proceso para el cálculo de las fuerzas de contacto en la interfase extensión tibial/pie protésico. En primer lugar, se calcularon los parámetros cinemáticos del modelo usando la herramienta Cinemática Inversa (IK) de OpenSim, la cual calcula las posiciones de las articulaciones en cada instante; es decir, los ángulos, velocidades y aceleraciones del sistema muscoesquelético. Estos cálculos se iniciaron colocando el archivo de movimiento experimental como se muestra en la **Figura 2.5**.

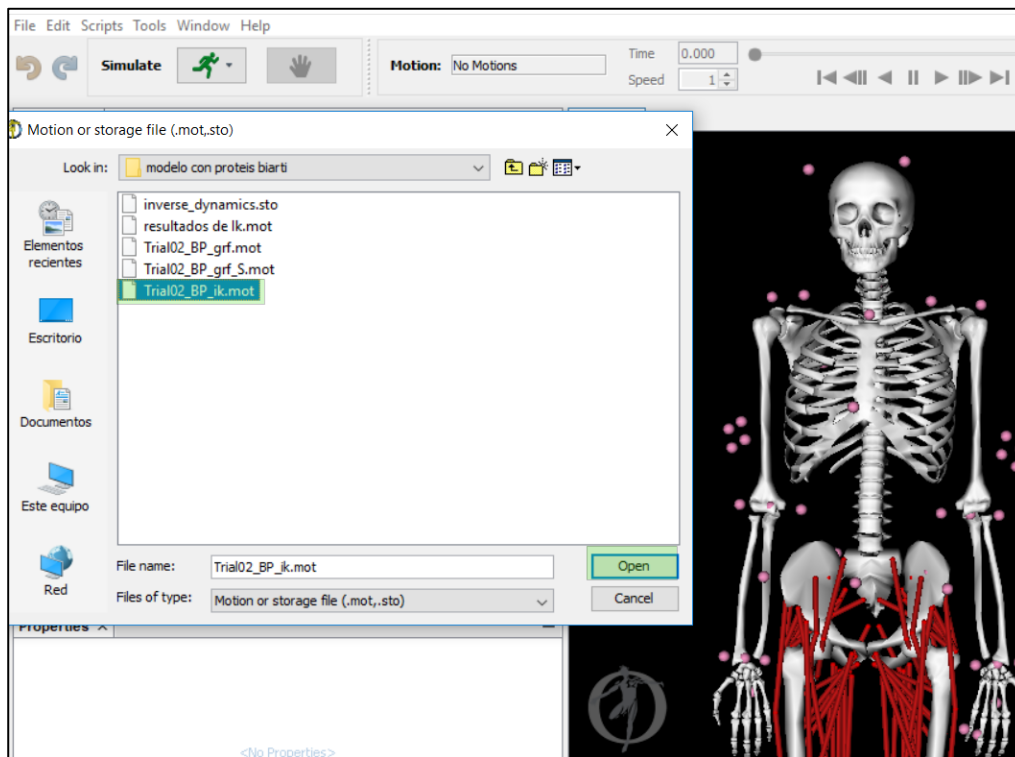


Figura 2.5 Ingreso de data experimental para iniciar Cinemática Inversa en OpenSim
Fuente: Elaboración propia

Luego de insertar el archivo de movimiento experimental (persona amputada lado derecho transtibial) [49], se calcularon los parámetros cinemáticos de interés.

2.3.4 Dinámica Inversa

Una vez obtenidos los resultados de Cinemática Inversa (IK), la herramienta de Dinámica Inversa (ID) se usó en OpenSim. Esta herramienta usa los resultados de IK (ángulos, velocidades y aceleraciones), propiedades inerciales y las fuerzas externas (fuerzas de contacto con el suelo) para resolver la **Ecuación 1.10**. De la ecuación de movimiento se calcularon los torques en las articulaciones que son atribuidos a las fuerzas musculares.

Por tanto, la herramienta ID de OpenSim se inició insertando los resultados de cinemática inversa previamente calculados, además fue necesario filtrar los resultados a 6 Hz.

Luego, se agregó el archivo de las fuerzas de reacción en el suelo generados durante la marcha humana. Es así que, se configuraron los puntos de aplicación de las fuerzas de reacción para el caso de la pierna derecha correspondiente al pie protésico, por su parte al pie izquierdo se le aplicó la fuerza en el calcáneo. A continuación, se muestra la **Figura 2.6** con el proceso realizado.

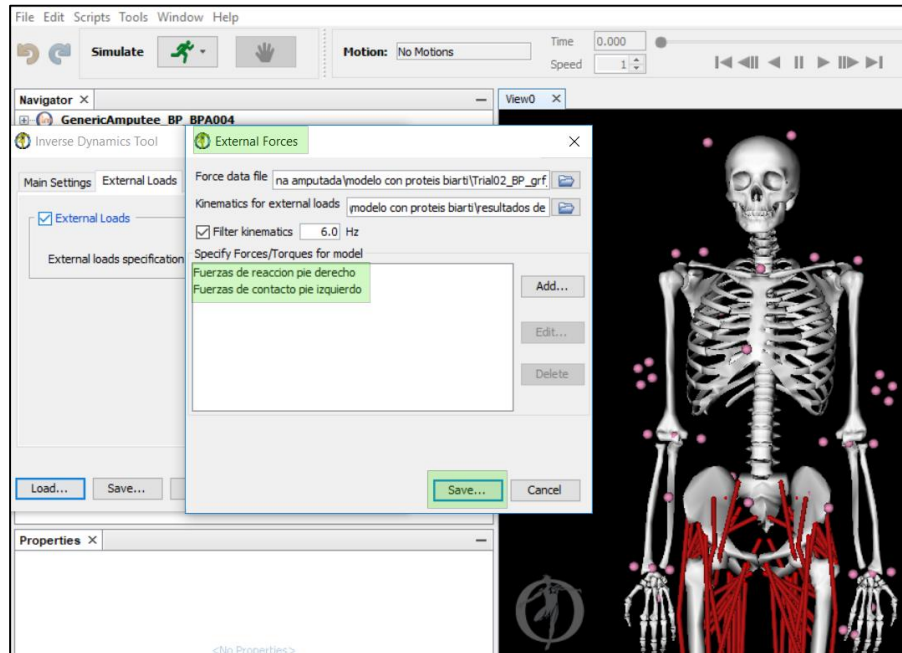


Figura 2.6 Ingreso y configuración de fuerzas de reacción del suelo en la herramienta Dinámica Inversa en OpenSim

Fuente: Elaboración propia

2.3.5 Optimización estática

Se calcularon las fuerzas musculares en el modelo que ocasionan los torques en las articulaciones a través de la herramienta de Optimización Estática (OS), la cual resuelve la **Ecuación 1.11**, calculando los torques en las articulaciones atribuidos a los músculos, es decir, es similar a ID. Sin embargo, al encontrar infinitas soluciones, la herramienta minimiza una función objetivo (activaciones musculares) representada por la **Ecuación 1.12**. El proceso se inicia ingresando datos de entrada, los cuales son los resultados de IK, las fuerzas de reacción del piso y los actuadores adicionales. El proceso descrito se muestra en la **Figura 2.7**.

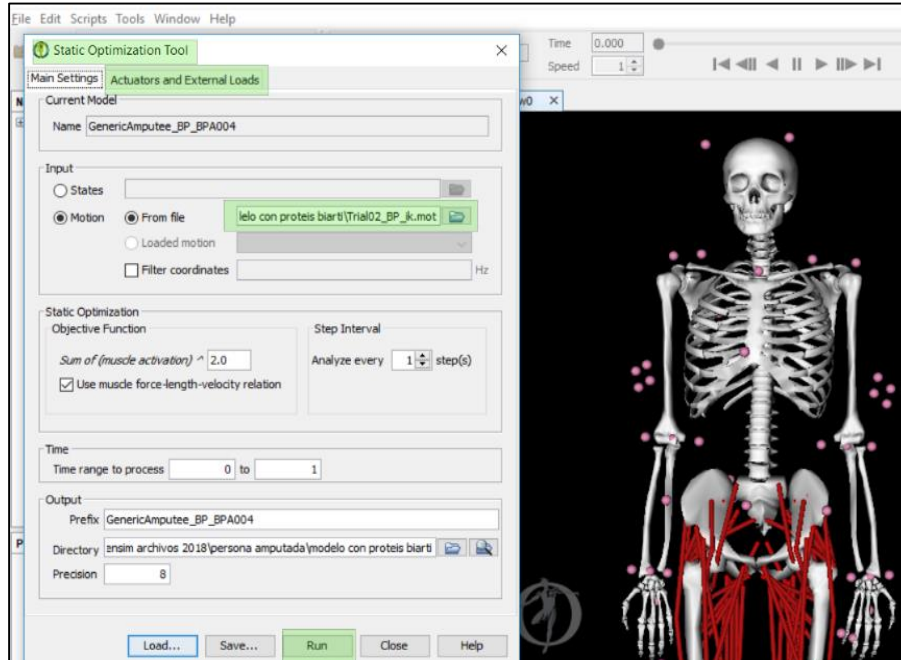


Figura 2.7 Ingreso de datos requeridos y configuración en la herramienta Optimización Estática en OpenSim
Fuente: Elaboración propia utilizando el Software Opensim.

2.3.6 Reacción en la interfase

Una vez obtenidos los resultados de IK, ID y OS, es posible determinar las fuerzas de contacto en la interfase extensión tibial/pie protésico. En el balance de fuerzas intervienen las fuerzas musculares, fuerzas externas y fuerzas inerciales.

Para iniciar el cálculo descrito es necesario tener datos de entrada. En primer lugar, se insertaron los cálculos de la etapa de Cinemática Inversa (IK) filtrando a 6 Hz.

Posteriormente, se insertaron las cargas de reacción del suelo para cada punto de contacto, es decir, para el pie protésico y el calcáneo. Además, se incluyeron las fuerzas adicionales de los actuadores para cada grado de libertad del modelo.

Finalmente, se ingresaron las fuerzas musculares generadas durante la etapa de Optimización Estática. Para ello, en la pestaña de análisis se ingresó la dirección de las fuerzas musculares guardas previamente durante la etapa de OS. A continuación, se muestra la **Figura 2.8** que ilustra el proceso descrito.

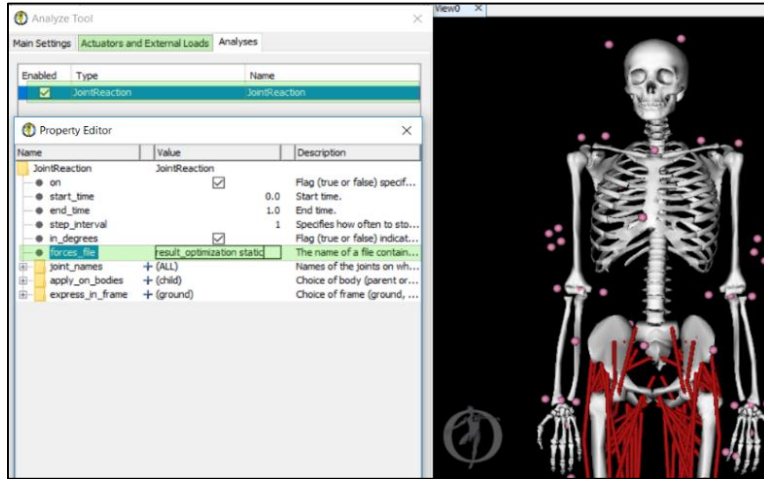


Figura 2.8 Ingreso de fuerzas musculares calculadas en la etapa de Optimización Estática en la herramienta reacciones de carga en las articulaciones de OpenSim
Fuente: Elaboración propia

2.4 Caracterización virtual del compuesto de la fibra de *Stipa Obtusa*

La caracterización virtual es relevante para el presente estudio, es por eso que se desarrolló un RVE con microestructura realista del material. La imagen se obtuvo usando un microscopio marca Olympus GX 51. Se utilizó la micromecánica bajo el enfoque del RVE en conjunción con el método de los elementos finitos (MEF) para la obtención de las propiedades efectivas del material homogéneo. En la **Figura 2.9** se presentan los pasos a seguir para la obtención de las constantes mecánicas.

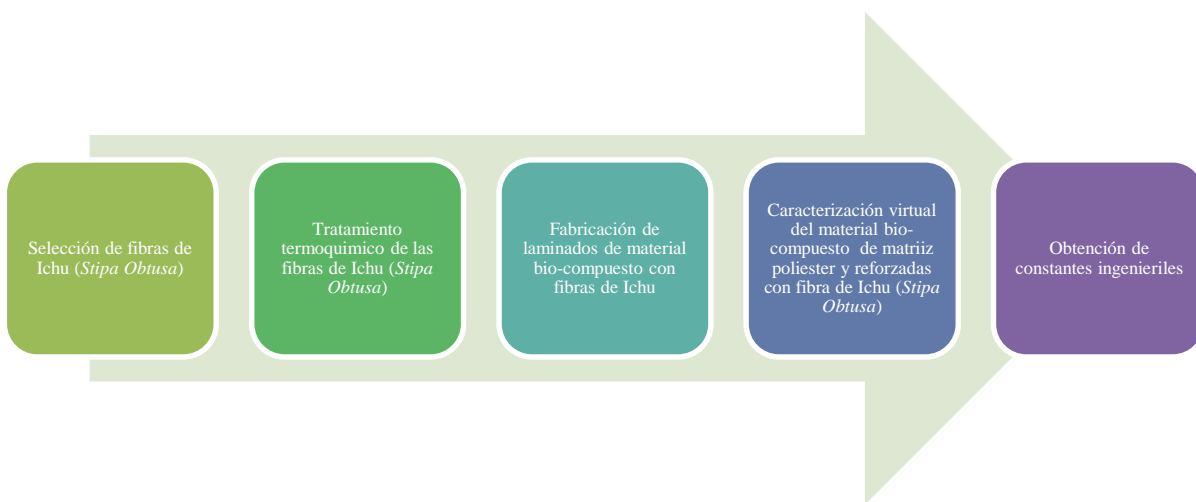


Figura 2.9 Flujo de proceso para la caracterización virtual del material compuesto de fibras naturales (*Stipa Obtusa*)

Fuente: Elaboración propia

2.4.1 Selección de las fibras de Ichu (*Stipa Obtusa*)

Esta sección se inició con la selección de las fibras de Ichu. Para la elección se tomó en cuenta que es de nuestro interés solo las hojas y no las flores. Entonces el proceso comenzó con el corte de las flores y cubiertas de las hojas, desechando las fibras pequeñas y en mal estado. Como resultado de esta etapa solo quedaron las hojas y fibras con longitud promedio de 20 cm a más. El proceso descrito se ilustra en la **Figura 2.10**.



Figura 2.10 Selección de las fibras de la especie *Stipa Obtusa*
Fuente: Elaboración propia

Luego, las fibras seleccionadas se amarraron en atados (ver **Figura 2.11**). Cada paquete de fibra de *Stipa Obtusa* debía tener la capacidad de doblarse para poder ingresar a la olla con la solución química que se describirá en la siguiente etapa. Asimismo, esta etapa sirvió como un control de calidad adicional de la selección de fibras de la fase anterior.



Figura 2.11 Atados de fibras seleccionadas de la especie *Stipa Obtusa*

Fuente: Elaboración propia

2.4.2 Tratamiento termoquímico de las fibras de Ichu (*Stipa Obtusa*)

Para este proceso se siguieron los lineamientos óptimos recomendados por Moori [33]. Este inició obteniendo una solución homogénea de 1.5 M de NaOH; para ello se calculó la masa de NaOH sabiendo que se deben utilizar 120 gramos de NaOH por cada 2 litros de solución (agua destilada), como se aprecia en la **Figura 2.12**.



Figura 2.12 Preparación química de la solución a 1.5 M NaOH para la especie *Stipa Obtusa*
Fuente: Elaboración propia

Luego se vertió esta solución en una olla y se calentó a baño maría hasta alcanzar la temperatura óptima de 70°C. Una vez alcanzada esta temperatura, se añadieron las fibras de Ichu (*Stipa Obtusa*) con el objetivo de eliminar la lignina y hemicelulosa. El tiempo de tratamiento químico fue de 45 minutos, teniendo como resultado el producto que se muestra en la **Figura 2.13**.



Figura 2.13 Resultado de tratamiento químico de las fibras de la especie *Stipa Obtusa*

Fuente: Elaboración propia

Finalmente, las fibras extraídas se lavaron con agua destilada hasta eliminar los residuos de la solución de tratamiento. Finalmente, las fibras extraídas se alinearon de manera que las fibras queden en una sola dirección, para posteriormente ser secadas en una estufa por 24 horas a una temperatura de 60 °C. La **Figura 2.14** muestra las fibras alineadas lista para la fabricación de los laminados.



Figura 2.14 Lámina unidireccional de la especie *Stipa Obtusa*
Fuente: Elaboración propia

2.4.3 Fabricación de láminas unidireccionales en base a fibras de Ichu (*Stipa Obtusa*)

Luego, se inició el proceso de fabricación de los laminados compuestos con resina poliéster y las láminas unidireccionales del *Stipa Obtusa*. Para la fabricación de laminados se utilizó el moldeo por transferencia de resina asistida por vacío (VARTM) debido a la obtención de laminados de alta calidad con facilidad operativa. El resultado de este proceso se puede observar en la siguiente imagen.



Figura 2.15 Fabricación de laminados de material compuesto de fibras de Ichu con matriz poliéster

Fuente: Elaboración propia

2.4.4 Análisis micromecánico del material bio-compuesto de matriz poliéster reforzado con fibra de Ichu (*Stipa Obtusa*)

- **Propiedades mecánicas utilizadas para el análisis micromecánico**

Para el análisis micromecánico se consideran que la fibra y la matriz tienen un comportamiento elástico y lineal. Las propiedades mecánicas para el caso de la fibra de Ichu se toma en cuenta el comportamiento ortotrópico y para la matriz se considera que es isotrópico. La **Tabla 2.8** detalla las propiedades de la matriz y la fibra de la especie *Stipa Obtusa*

Parametro	Resina Poliéster	Stipa Obtusa
E_{11} ,GPa	2.8	27.3
E_{22} ,GPa	2.8	7.88
E_{33} ,GPa	2.8	8.72
ν_{12}	0.3773	0.1897
ν_{23}	0.3773	0.22
ν_{13}	0.3773	0.389
ρ , (Kg/m3)	1270	1447

Tabla 2.8 Propiedades mecánicas de la matriz y la fibra de la especie *Stipa Obtusa* utilizadas en el análisis micromecánico

Fuente: Elaboración propia

2.4.4.1 Análisis micromecánico según el Método RVE

- **Desarrollo del modelo del RVE**

El desarrollo del modelo computacional del RVE empieza con el tratamiento superficial de una muestra representativa de material bio-compuesto de matriz poliéster reforzado con fibra de Ichu (*Stipa Obtusa*). Luego, se obtuvo la microestructura usando un microscopio marca Olympus GX 51. Por su parte, para el procesamiento de imagen y generación de la geometría computacional se utilizó la herramienta de ingeniería inversa del software SpaceClaim. Como resultado se desarrolló un modelo del RVE con

microestructura realista del material heterogéneo. El proceso descrito se muestra en la siguiente ilustración.

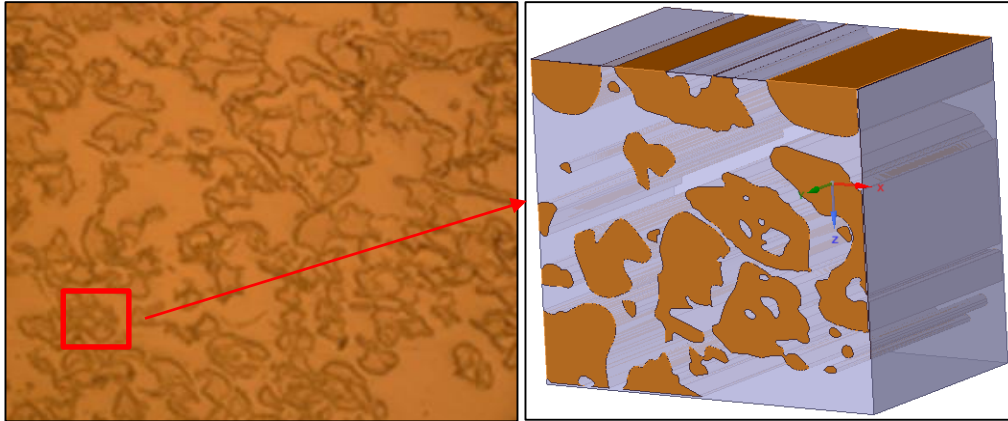


Figura 2.16 Proceso de desarrollo del modelo del RVE

Fuente: Elaboración propia

- **Generación del mallado del RVE**

El mallado del modelo computacional se efectuó con elementos hexaédricos y tetraédricos. Por su parte, durante la discretización del Volumen Representativo Elemental del compuesto de Ichu (*Stipa Obtusa*) se generaron 469 119 nodos y un total de 224 930 elementos respectivamente.

- **Condición de Contorno del RVE**

La condición de contorno (CC) que se empleó para el análisis micromecánico fue de desplazamientos unitarios en cada dirección del RVE. Este tipo de condición cumple con la Condición de Macrohomogeneidad de Hill-Mandel. Por ende, se obtiene un material homogéneo energéticamente equivalente al material heterogéneo. Por su parte, las restricciones del material son acorde a los desplazamientos unitarios aplicados. Por ejemplo, cuando aplicamos un desplazamiento en la dirección longitudinal de la fibra, no se permitirán desplazamientos en la dirección 2 y 3 respectivamente.

- **Calculo de Propiedades mecánicas efectivas del material homogéneo**

Luego de aplicar la CC de desplazamientos unitarios se tuvo como resultado un campo de esfuerzos localizados dentro del RVE. Teniendo en cuenta el teorema del esfuerzo promedio presentado en la **Ecuación 1.1**, se obtuvo el esfuerzo efectivo con ello la posibilidad de calcular la matriz efectiva de flexibilidad del material homogéneo.

Para el caso del cálculo del módulo de elasticidad E_{11} , en primer lugar, se aplica una deformación unitaria uniaxial tal como $\varepsilon_{11} = 1$; $\varepsilon_{22}, \varepsilon_{33}, \varepsilon_{12}, \varepsilon_{13}, \varepsilon_{23} = 0$. con ello se calculó S_{11} . Acorde a la relación presentada en la **Ecuación 1.7** el módulo de elasticidad longitudinal E_{11} se calculó. El proceso de obtención de las constantes ingenieriles se obtiene de forma análoga al proceso explicado.

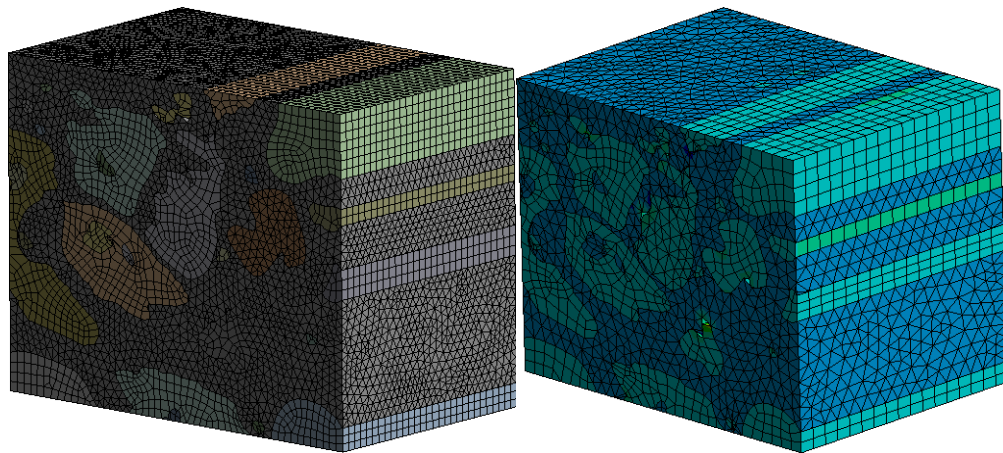


Figura 2.17 Mallado y simulación del RVE compuesto de fibras naturales de Ichu y matriz poliéster.
Fuente: Elaboración propia

2.4.4.2 Análisis micromecánico según el software micromecánico Digimat

En primer lugar, se escogió el tipo de modelo para cada constituyente (fibra de Ichu y resina poliéster). Para la fibra de Ichu (*Stipa Obtusa*) y la resina poliéster se consideraron modelos constitutivos elásticos y propiedades isotrópicas.

Seguidamente se creó la microestructura. Para el caso de las fibras se declaró el tipo de fase de fibras continuas alineadas unidireccionalmente, asumiendo que la interfase tiene

un comportamiento perfectamente unido. Luego se definió el volumen de fibra, el cual corresponde al 40% de volumen de fracción de la lámina compuesta.

Una vez establecida la microestructura, se generó la geometría del RVE (volumen representativo elemental), referido a un volumen suficientemente pequeño que contenga la heterogeneidad de ambas fases (fibra y matriz), es decir, con un tamaño donde se aprecien las dos fases contiguas entre sí (ver **Figura 2.18**).

Después de obtener el RVE, se realizó el enmallado. Para el caso específico del análisis computacional en Digimat, se generó el mallado por defecto. Tal como se observa en la **Figura 2.18**, la malla asignada fue del tipo hexaédrico en todo el cuerpo continuo del RVE.

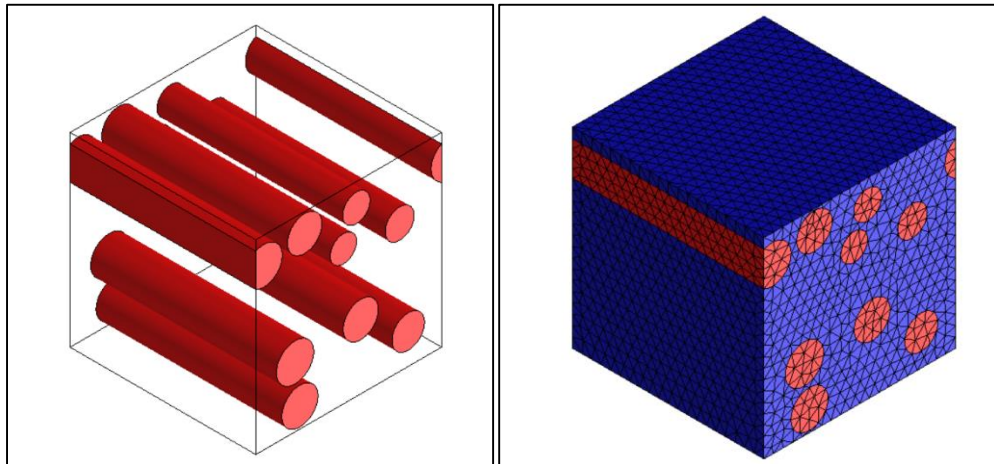


Figura 2.18 Generación y mallado del Volumen Representativo Elemental (RVE) en el software Digimat
Fuente: Elaboración propia

2.4.4.3 Análisis micromecánico según la Mecánica de Estructura Genoma (MSG) y la Formulación Unificada Carrera (CUF)

En primer lugar, se escoge el tipo de microestructura. En este sentido el código computacional MUL2-UC brinda las topologías de fibra en forma circular, cuadrada, hexagonal e inclusión. Para nuestro caso se simplificará la geometría de las fibras de Ichu escogiendo una forma geometría circular.

Luego como input es necesario poner las propiedades mecánicas de la fibra de Ichu y la matriz acorde a la **Tabla 2.8**. Una vez generado el modelo con sus respectivas propiedades se realiza la homogenización acorde al MSG.

Para la resolución del análisis micromecánico se tiene que elegir el orden del Polinomio Jerárquico de Legendre (HLE) [157] que va de 2 a 8. Para nuestro caso escogemos el orden 8 para conseguir un mayor refinamiento en el modelo. El código computacional se encuentra disponible en <https://cdmhub.org/resources/downloads>.

2.5 Validación mecánica con Ansys

Se realizaron una serie de simulaciones computacionales con el software de elementos finitos ANSYS versión 18.1. En primer lugar, se exportó el pie protésico, para luego hacer el mallado del dispositivo protésico. Posteriormente, se utilizó la herramienta ACP pre para generar los laminados, designando el espesor del material, dirección de laminado y número de láminas. Asimismo, se analizaron las deformaciones y esfuerzos máximos en cada lámina del pie protésico, usando la herramienta estructura estática. En la **Figura 2.19** se muestra el proceso a seguir durante la etapa de validación mecánica en Ansys.

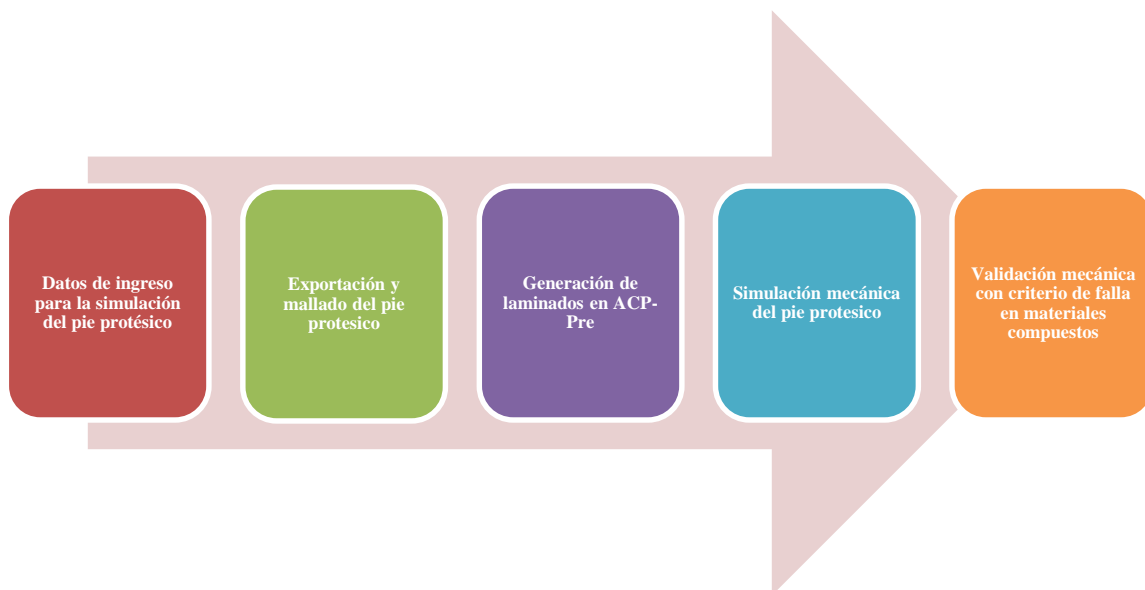


Figura 2.19 Flujo de proceso de la validación mecánica con elementos finitos
Fuente: Elaboración propia

2.5.1 Datos de ingreso para la simulación del pie protésico

Se inició el proceso con el ingreso de las propiedades mecánicas. Para el cálculo de propiedades ingenieriles se utilizó el método micromecánico del RVE con microestructura realista.

Las propiedades mecánicas utilizadas para el análisis macromecánico se presentan en la **Tabla 2.9**. Estas propiedades se insertaron en la librería del programa creando un nuevo material que se utilizó para el análisis computacional de la prótesis transtibial. Asimismo, para el análisis se consideró que el laminado tiene un comportamiento elástico lineal con propiedades mecánicas ortotrópicas.

Parámetro	Valor
E 11 (Gpa)	7.9122
E 22 (Gpa)	3.548
E 33(Gpa)	4.144
ν_{12}	0.3322
ν_{13}	0.3328
ν_{23}	0.4675
G 12 (Gpa)	1.249
G 23 (Gpa)	1.237
G 13 (Gpa)	1.454
ρ (Kg/m ³)	1340
Espesor (mm)	0.95

Tabla 2.9 Propiedades mecánicas del laminado compuesto de matriz poliéster con fibras de la especie *Stipa Obtusa*

Fuente: Elaboración propia

2.5.2 Exportación y mallado del pie protésico

La simulación numérica computacional en Ansys se inició exportando la geometría generada. Se analizó el pie protésico con la unión, debido a que es la parte más crítica en el análisis del presente estudio. Por un lado, el pie protésico se importó como una superficie, mientras que la conexión se importó como un sólido. El modelo estudiado se muestra en la siguiente figura.

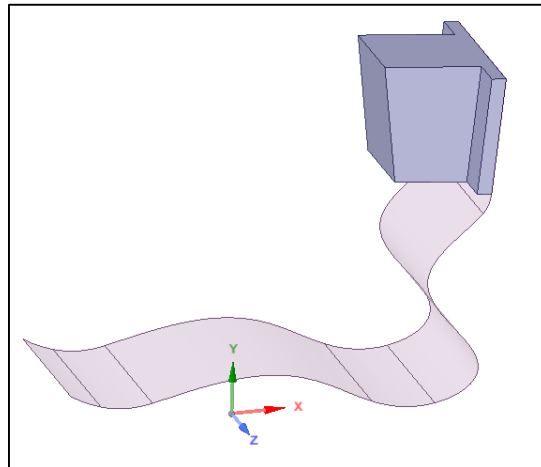


Figura 2.20 Exportación del modelo de pie protésico al software Ansys
 Fuente: Elaboración propia

Una vez importada la geometría, se definió la superficie de contacto entre el conector y el pie protésico, es decir, se designaron las propiedades de contacto. Se consideró que la superficie de contacto entre el pie protésico y el conector están perfectamente unidos. A continuación, se ilustra la siguiente figura para un mejor entendimiento.

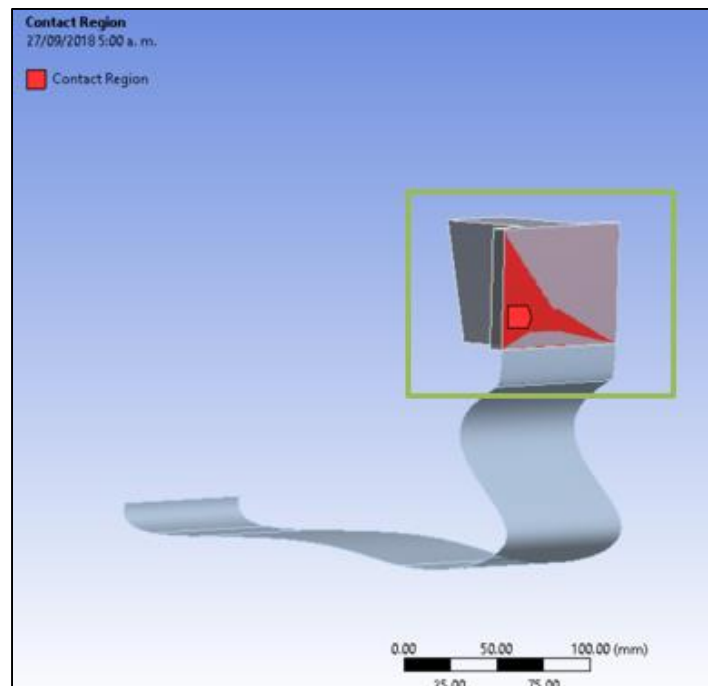


Figura 2.21 Región de contacto entre el pie protésico y el conector.
 Fuente: Elaboración propia

Una vez definidas las regiones de contacto se inició con el mallado del pie protésico y del conector. Por su parte, para el pie protésico se utilizaron elementos cuadriláteros con un tamaño de malla de 2 mm. Por otro lado, para el conector se utilizaron elementos cuadriláteros con un tamaño de malla de 2.5 mm. Es importante mencionar que el tamaño de malla influye directamente en la convergencia de la solución y los resultados obtenidos. A continuación, se presenta el modelo mallado.

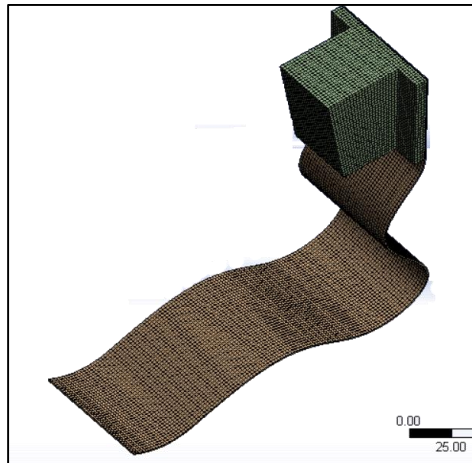


Figura 2.22 Mallado del pie protésico y el conector.
Fuente: Elaboración propia

2.5.3 Generación de laminados en ACP-pre

En esta etapa, se generaron los laminados estructurales. El proceso se inició seleccionando el material bio-compuesto de matriz poliéster reforzado con fibra de la especie *Obtusa* para la laminación de la prótesis transtibial. Posteriormente, en la fábrica se designó el espesor del laminado, el cual corresponde a 0.95 mm. A continuación, se presenta la siguiente figura para un mejor entendimiento.

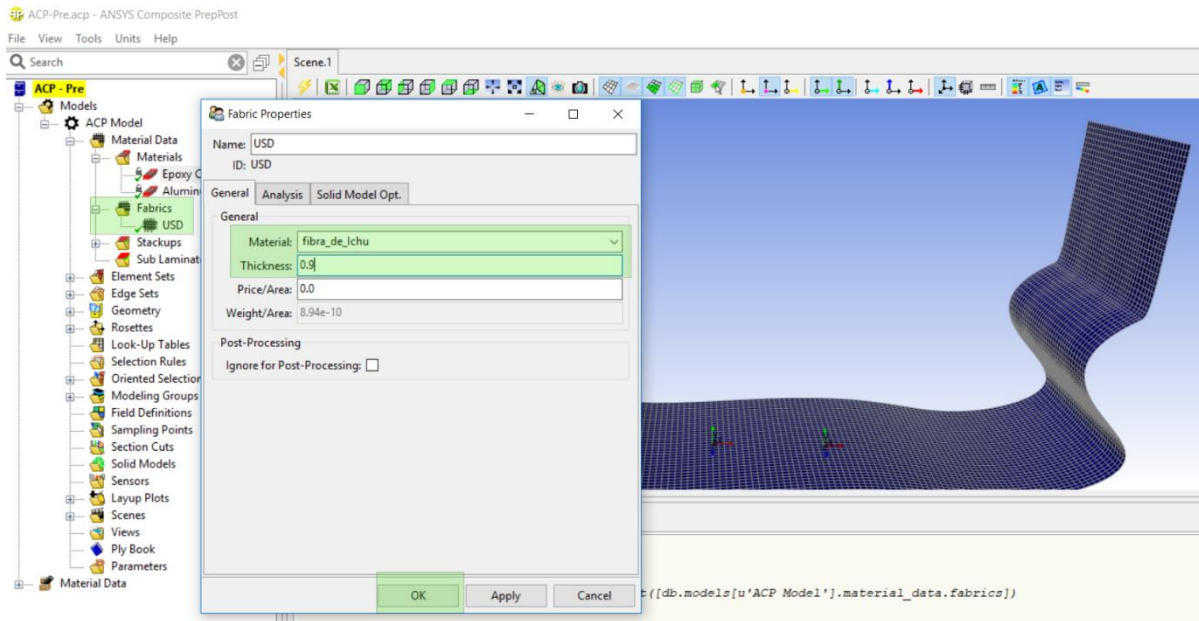


Figura 2.23 Generación de laminados en ACP pre- Ansys.
Fuente: Elaboración propia

2.5.4 Dirección de laminación

En esta etapa, se definió la dirección de cada laminado en función de los ángulos formados sobre las coordenadas locales y globales. Para nuestro caso optamos por una laminación simétrica de $[0\ 45\ -45\ 0]_s$, con ocho laminados formando un total de 7.6 mm de espesor en el pie protésico. A continuación, en la **Figura 2.24** se muestra la creación del laminado que se utilizará para la simulación de elementos finitos.

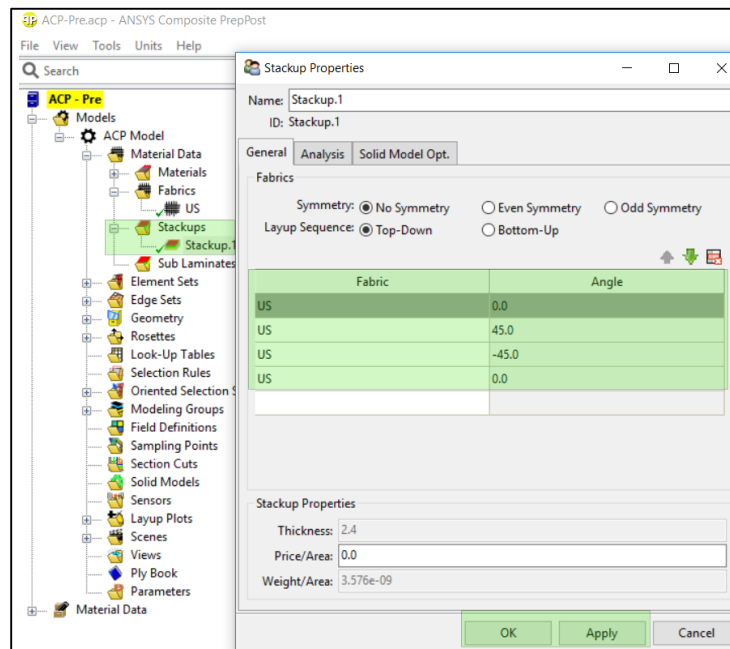


Figura 2.24 Dirección de laminados en ACP pre- Ansys.
Fuente: Elaboración propia

2.5.5 Simulación mecánica del pie protésico

Para la simulación mecánica se utilizó el paquete de estructura estática (statical structural) del software de elementos finitos Ansys. El objetivo de la simulación es obtener los esfuerzos y las deformaciones de la prótesis transtibial elaborado de laminados bio-compuestos. Para este análisis se dividió la marcha humana en 3 fases siendo ellos el aterrizaje, despegue y descanso. Las entradas requeridas para el análisis son: Laminados de compuestos reforzados con fibra de la especie *Stipa Obtusa* (ver capítulo 2.54), condiciones de contorno, mallado del pie protésico, acondicionamiento del modelo y aplicación de cargas (calculadas de OpenSim). A continuación, se explican cada una de ellas.

- Laminados de compuestos: El laminado bio-compuesto consta de una matriz poliéster reforzada con fibras unidireccionales de la especie *Stipa Obtusa*. La lámina tiene un espesor de 0.95 mm, mientras que el volumen de fracción de fibras de *Stipa Obtusa* corresponde a un 40% del volumen total del material bio-compuesto. Las propiedades mecánicas del laminado que se utilizaron como input para la simulación numérica se presentan en la **Tabla 2.9**.

- Condiciones de Contorno: Las condiciones de contorno se aplicaron en función a cada fase de la marcha humana (aterrizaje, despegue y descanso). Para el caso del aterrizaje se define la zona de contacto que corresponde al talón, los desplazamientos transversales y longitudinales son restringidos, mientras que los desplazamientos en dirección z son permitidos. Por su parte, durante la etapa de bipedestación (descanso) se restringen los movimientos en la zona del talón y de la punta del pie protésico. Finalmente, en la etapa del despegue se restringió el movimiento de la superficie superior del conector. A continuación, se muestra la **Figura 2.25** con la condición de contorno de la fase de aterrizaje y despegue.

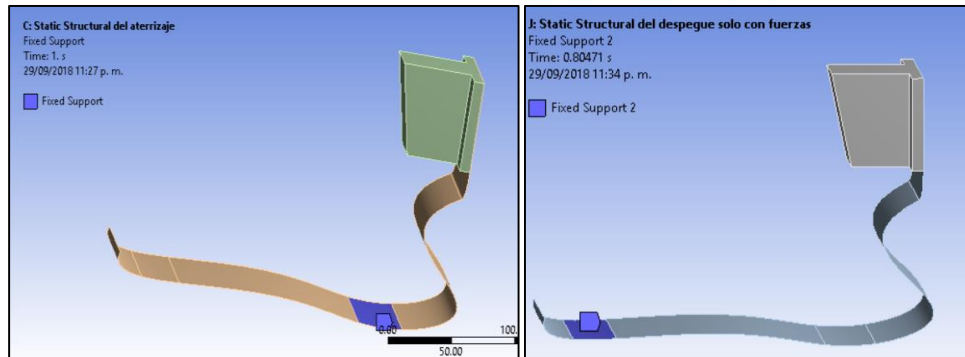


Figura 2.25 Condiciones de contorno del aterrizaje y despegue del pie protésico en Ansys.
Fuente: Elaboración propia

- Mallado del pie protésico: El mallado del pie protésico y del conector se generó para las fases de aterrizaje, descanso y despegue. El mallado del pie protésico en todos los casos tiene un tamaño de malla de 2.00 mm, mientras que el conector tiene un tamaño de malla de 2.5 mm.
- Acondicionamiento de modelo: Para la fase del aterrizaje, el pie protésico y el conector se giran a -8° con respecto a la horizontal con el objetivo de simular el momento de contacto del pie con la superficie durante la marcha humana. Asimismo, para la fase de despegue se gira el pie protésico y el conector 15° con respecto a la horizontal, con la intención de reproducir el movimiento del pie durante la marcha humana.
- Aplicación de cargas: Las fuerzas de contacto calculadas con el software OpensSim en la interfase extensión tibial/pie protésico se aplican para cada fase de la marcha

humana. Para el caso de las fases de aterrizaje y descanso, las cargas se aplican en la superficie superior del conector, mientras que para la fase de despegue las cargas se aplican en la superficie de contacto del suelo. Las cargas aplicadas difieren en función al análisis sea estático o transitorio. Por un lado, para el caso estático se elige la carga más crítica estableciendo por ello solo un step en la simulación de elementos finitos. Mientras, que para la simulación transitoria se aplican las cargas establecidas durante la marcha humana; es decir, se asignan diversos steps para cada carga aplicada. En este caso cada step se divide en sub-steps, los cuales están directamente relacionados al gasto computacional, siendo un número de substeps elevado un elevado gasto computacional.

2.5.6 Validación mecánica con aplicación de criterio de falla

Para la validación mecánica se empleó un análisis de criterio de falla. Es así que existen diversos criterios de falla reportados en la literatura y que son aplicables para materiales compuestos. Para el presente estudio se utilizó el criterio de falla de Tsai Wu, debido a que considera la interacción de esfuerzos y la facilidad de implementación en software. A continuación, se presenta la fórmula en forma tensorial del criterio de falla de Tsai Wu [158].

$$F_i \cdot \sigma_i + F_{ij} \cdot \sigma_i \cdot \sigma_j = 1 \quad i, j = 1, 2, 3, 4, 5, 6$$

Ecuación 2.1 Criterio de falla de Tsai Wu

Donde:

σ = Estado tensional en la dirección i o j

F = Parámetro de resistencia del material en dirección i o j

Como se observa en la ecuación, es necesario calcular la resistencia admisible del laminado compuesto en diversos escenarios como en tensión en dirección longitudinal de la fibra (F_{1T}), compresión en dirección longitudinal de la fibra (F_{1C}), tensión en dirección

transversal de la fibra (F_{2T}), compresión en dirección transversal de la fibra (F_{2C}) y la resistencia admisible al esfuerzo cortante (S).

Para el cálculo analítico se asumió que la interfase fibra/matriz están perfectamente unidos, la fibra y la matriz trabajan en el rango elástico lineal y que las propiedades de la fibra y matriz son isotrópicas. Así mismo, considerando que el espesor de la lámina es mucho menor que las dimensiones de largo y ancho del laminado, se asume que las tensiones en dirección 3 tienden a cero. Las fórmulas propuestas se derivan de la regla de mezclas y relaciones empíricas. A continuación, se presentan las fórmulas utilizadas para el cálculo analítico de las propiedades de resistencia en el laminado compuesto.

- Resistencia a la tensión en dirección longitudinal de la fibra F_{1T} : Para el cálculo de F_{1T} se utilizó la regla de mezclas para la estimación del parámetro de interés [159]

$$F_{1T} = \left[Vf + \frac{Em}{Ef} (1 - Vf) \right] \cdot Fft$$

Ecuación 2.2 Resistencia a la tensión en dirección longitudinal de la fibra

Donde:

Vf = Fracción de volumen de fibra en el material compuesto

Em = Módulo de elasticidad de la matriz

Ef =Módulo de elasticidad de la fibra

Fft =Resistencia de tracción de la fibra

- Resistencia a la compresión en dirección longitudinal de la fibra F_{1C} : Para el cálculo de F_{1C} se utilizó el modelo propuesto por Lo-Chun, el cual derivó de principios energéticos. En este modelo se añadió un factor semi-empírico que toma en cuenta la incertidumbre de la condición de contorno en la región con pandeo de las fibras[160]

$$F_{1c} = \frac{G_{12}}{1.5 + 12\left(\frac{6}{\pi}\right)^2 \left[\frac{G_{12}}{E_{11}}\right]}$$

Ecuación 2.3 Resistencia a la compresión en dirección longitudinal de la fibra

Donde:

G_{12} = Módulo de corte del laminado en dirección 1,2.

E_{11} = Módulo de elasticidad del laminado compuesto en dirección de la fibra

- Resistencia a la tensión en dirección transversal de la fibra F_{2T} : Para el cálculo de F_{2T} se utilizó la siguiente fórmula, la cual considera los parámetros de esfuerzos residuales a consecuencia de proceso de curado del material compuesto. Para el presente estudio se considera que el esfuerzo residual es cero, es decir, no se considera las deformaciones por cambios de temperatura. Además, se considera que la matriz tiene propiedades isotrópicas, como consecuencia de ello la resistencia transversal y longitudinal tienen el mismo valor en la matriz poliéster[159]. Para el presente estudio no se considera que el esfuerzo residual por cambios de temperatura.

$$F_{2T} = \frac{1}{K_{\sigma}} \cdot (F_{mt} - \sigma_{rm})$$

Ecuación 2.4 Resistencia a la tensión en dirección transversal de la fibra

$$K_{\sigma} = \frac{1 - Vf(1 - \frac{Em}{Ef})}{1 - (4 \cdot \frac{Vf}{\pi})^{1/2} \cdot (1 - \frac{Em}{Ef})}$$

Ecuación 2.5 Factor de corrección de la resistencia a tensión en dirección transversal.

Donde:

F_{mt} = Resistencia a la tensión de la matriz

σ_{rm} = Esfuerzo residual por cambios de temperatura

Vf = Fracción de volumen de fibra en el material compuesto

Em = Módulo de elasticidad de la matriz

Ef = Módulo de elasticidad de la fibra

2.6 Análisis Biomecánico con OpenSim

El análisis biomecánico de los diseños propuestos de prótesis es de suma relevancia para el presente estudio. Por ello, se evaluó las cuatro configuraciones que se generaron durante la etapa de validación mecánica con el software de elementos finitos Ansys. La propiedad que se evaluó es la rigidez de la prótesis durante la etapa de descanso y su incidencia sobre el usuario durante la marcha humana, ya que durante la bipedestación la prótesis almacena energía para luego liberarla durante la etapa de oscilación.

En efecto, se utilizó la herramienta de Dinámica Inversa y Optimización Estática del software OpenSim. A continuación, se describe con mayor detalle las funciones mencionadas.

2.6.1 Dinámica Inversa

Se analizó el efecto de la rigidez de los cuatro diseños propuestos en función a los momentos del pie amputado generados durante la marcha humana. Para tal objeto se evaluó cada configuración considerando la rigidez de cada dispositivo protésico.

2.6.2 Optimización Estática.

Se analizó el efecto de las activaciones musculares del pie amputado durante la marcha humana. Los músculos que se estudiaron fueron el recto femoral responsable de la propulsión del cuerpo humano. Además, se analizó iliopsoas y el bicep femoral en la etapa de oscilación durante la marcha humana.

CAPÍTULO III

RESULTADOS

3.1 Diseño conceptual

Tras la evaluación de las cinco propuestas de diseño de prótesis transtibial, las propuestas B y D obtuvieron el puntaje más alto, como se puede observar en la **Tabla 3.1**.

Criterio	Peso	Concepto A		Concepto B		Concepto C		Concepto D		Concepto E	
		Valor	Puntaje	Valor	Puntaje	Valor	Puntaje	Valor	Puntaje	Valor	Puntaje
Nivel de actividad	20	3	60	4	80	4	80	5	100	4	80
Peso	20	3	60	4	80	2	40	4	80	3	60
Comodidad	15	4	60	3	45	4	60	4	60	4	60
Fácil instalación	10	2	20	4	40	1	10	2	20	1	10
Fácil manufactura	20	4	80	5	100	2	40	3	60	3	60
Mantenimiento	15	4	60	4	60	3	45	3	45	1	15
Total	100		340		405		275		365		285

Tabla 3.1 Matriz de evaluación de conceptos de solución para la prótesis transtibial
Fuente: Elaboración propia

Como se aprecia en la **Tabla 3.1**, el Concepto B presentó los mayores valores en facilidad de manufactura, nivel de actividad y baja necesidad de mantenimiento; mientras que el concepto D resaltó por el bajo peso, comodidad y buen nivel de actividad. Al tener ambas opciones ventajas competitivas frente a las otras, se decidió fusionar los aspectos positivos de cada una para obtener el diseño óptimo que se describe en la **Tabla 3.2**.

Conceptos	Letra
Pie 3 - Amortiguación del propio material – Conexión doble –Tibia simple tubular – Encaje simple.	B
Pie 5 – Amortiguación con resortes – Adaptador universal – Tibia simple tubular– Encaje personalizado.	D
Fusión de pie 5 con pie 3 – Amortiguación del propio material – Adaptador universal – Tibia tipo pilar – Encaje simple.	BD

Tabla 3.2 Descripción de conceptos de solución B, D y BD para la prótesis transtibial

Fuente: Elaboración propia

De esta forma, como se aprecia en la **Tabla 3.2**, se reemplazó la forma de la bóveda plantar del modelo de pie 5 en el modelo 3 para obtener un mejor nivel de actividad en el usuario. Es así que se determinó como concepto de solución óptimo para el presente estudio el concepto de solución BD, el cual se presenta en la **Figura 3.1**.

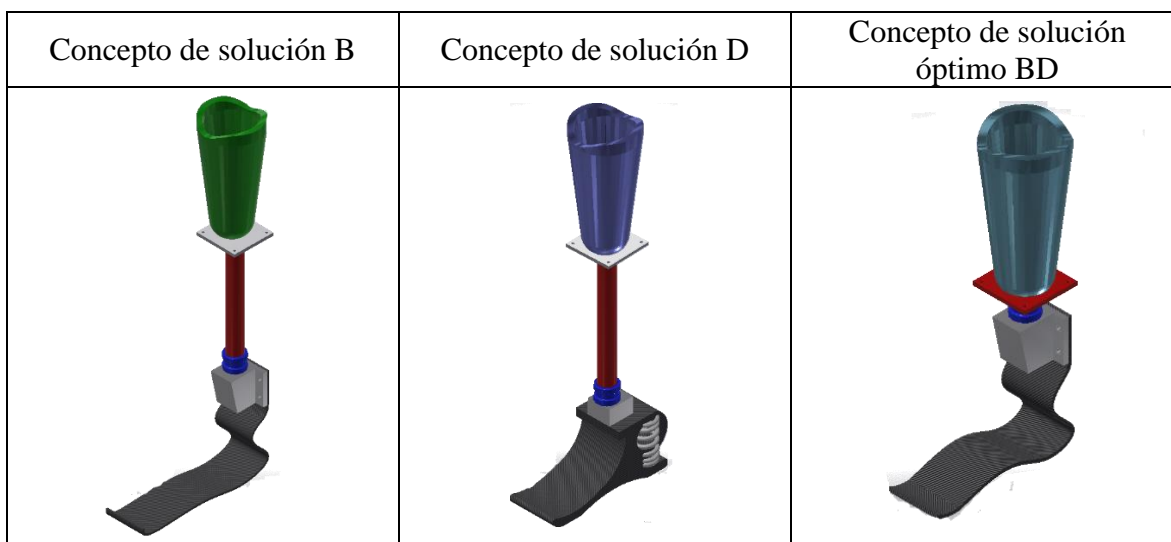


Figura 3.1 Propuestas de solución conceptual de la prótesis transtibial

Fuente: Elaboración propia

3.2 Selección de material

Luego del análisis multi-criterio de las cinco propuestas de materiales, se determinó que el material bio-compuesto de matriz poliéster reforzado con fibras de *Obtusa* es el material óptimo para el diseño de la prótesis transtibial en función a los objetivos trazados en el presente estudio. A continuación se presenta la tabla de la matriz de evaluación de materiales con su respectiva puntuación.

Criterio	Peso	Compuesto de fibra de Carbono		Aluminio 6061		Compuesto con fibras de <i>guada</i>		Compuesto con fibras de <i>Obtusa</i>		ABS	
		A	B	C	D	E					
Módulo de elasticidad	20	4	80	3	60	3	60	3	60	2	40
Densidad	18	4	72	3	54	3	54	4	72	4	72
Costo	16	2	32	3	48	3	48	3	48	4	64
Duración	14	4	56	4	56	2	28	2	28	2	28
Resistencia a la tracción	14	4	56	3	42	2	28	3	42	2	28
Biodegradable	18	1	18	1	18	4	72	4	72	1	18
Totales		314		278		290		322		250	

Tabla 3.3 Matriz de evaluación de materiales para la prótesis transtibial
Fuente: Elaboración propia

Como se puede observar en la **Tabla 3.3**, el material que obtuvo el mayor puntaje corresponde a la fibra de *Stipa Obtusa*, la cual se caracteriza por tener una rigidez específica mayor en comparación al ABS, aluminio y fibra de *Guada*; además de tener un costo relativamente bajo con excelentes propiedades biodegradables.

3.3 Acondicionamiento del modelo biomecánico y Cálculo de Fuerzas con OpenSim

Luego de realizar los cambios requeridos se generó el modelo muscoesquelético acondicionado. A continuación, en la **Figura 3.2** se muestra el modelo muscoesquelético que se utilizó para el análisis biomecánico en el presente estudio. Se puede apreciar que el modelo tiene insertado el diseño conceptual de la prótesis. Asimismo, el modelo cuenta con 75 músculos y representa un paciente de 85 Kg de peso.

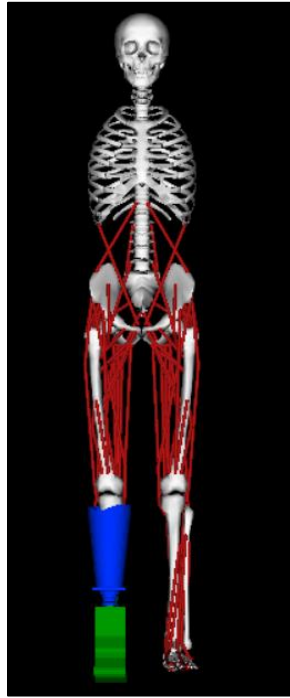


Figura 3.2 Modelo final del muscoesquelético acondicionado
Fuente: Elaboración propia

Tras el análisis biomecánico se determinaron las fuerzas de contacto en la interfase conector tibial/pie protésico en un ciclo de marcha humana normalizado para los ejes x, y, z, se presentan en la **Figura 3.3**.

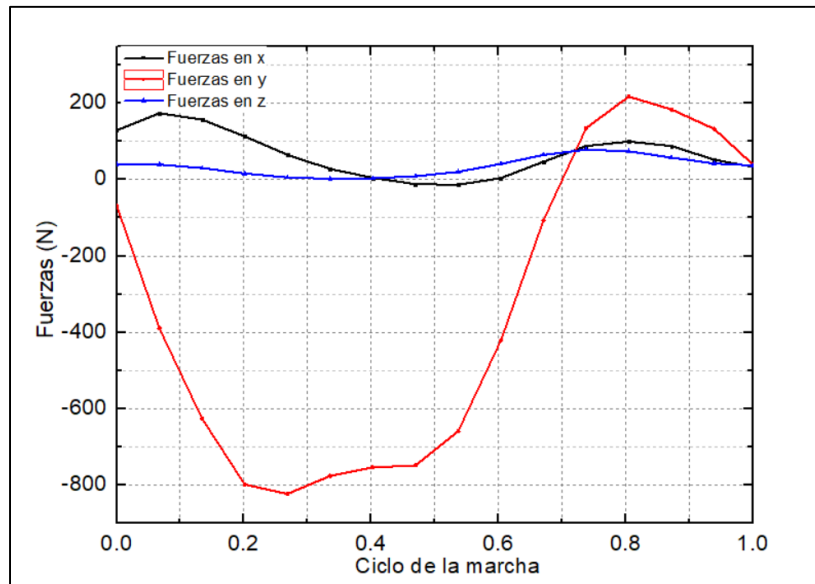


Figura 3.3 Resultado de análisis biomecánico para un ciclo de la marcha humana normalizado

Fuente: Elaboración propia

Como se puede apreciar en la **Figura 3.3**, las fuerzas de reacción en la coordenada Y alcanzan los valores más elevados, esto debido a la transferencia de la carga del peso de la persona durante el ciclo de la marcha. Asimismo, durante la etapa de inicio de la oscilación la fuerza de reacción Y es cero (~68 % del ciclo de la marcha). Luego, la fuerza de reacción vertical Y se vuelve positiva como consecuencia del arrastre del movimiento durante la etapa de oscilación.

Por otro lado, la fuerza en la coordenada X representa el componente que aporta el avance durante la marcha, teniendo valores bajos conforme a lo esperado. Por su parte, la fuerza de reacción en dirección Z tienen valores que se mantienen bajos como se reporta en la literatura.

3.4 Caracterización virtual del laminado del material bio-compuesto de matriz poliéster reforzado con fibra de Ichu (*Stipa Obtusa*)

Tras el análisis micromecánico se calcularon las propiedades elásticas ortotrópicas de la lámina de material compuesto de resina poliéster reforzado con fibra de *Stipa Obtusa*. A continuación, en la **Tabla 3.5** se presenta el resumen de resultados de los análisis micromecánicos realizados.

Método	E11(GPa)	E22(GPa)	E33(GPa)	G12 (GPa)	G23(GPa)	G13(GPa)
RVE realista-FEM	10.5588	4.051	4.358	1.342	1.259	1.485
Digimat	8.9122	3.548	4.144	1.249	1.237	1.454
MSG-CUF	12.6299	4.6096	4.683	1.440	1.380	1.520

Tabla 3.4 Resumen comparativo de las propiedades mecánicas del laminado compuesto de matriz poliéster con fibras de la especie *Stipa Obtusa* calculados con la micromecánica

Fuente: Elaboración propia

Como puede observarse en la **Tabla 3.5**, el módulo de elasticidad E_{11} , longitudinal a la orientación de la fibra de *Stipa Obtusa* del material compuesto, tiene un valor numérico superior en comparación a los módulos E_{22} y E_{33} para todos los análisis micromecánicos

presentados. Esto se debe a que las propiedades mecánicas de la fibra de Ichu (*Stipa Obtusa*) aportan en gran medida a la resistencia mecánica del laminado bio-compuesto.

Asimismo, en lo que concierne a los resultados obtenidos para el módulo E_{11} , con el método RVE con microestructura realista –FEM, se obtuvo un valor numérico de 10.5588 GPa. Este resultado difiere con los valores obtenidos por el software Digimat y el código computacional MSG-CUF, debido a que en ninguno de los métodos micromecánicos considera la topología dentro de la solución. Como se puede observar en la figura 2.17, la geometría de las fibras tratadas termo-químicamente dentro de la matriz de poliéster no tiene una geometría simple (circular, cuadrada y hexaédrica). Por ende, asumir esa simplificación conlleva a obtener valores erróneos. Si bien es cierto la teoría de la homogenización estipula que los materiales estudiados son periódicos, es decir, tienen el mismo RVE en todo el dominio de la microestructura del material compuesto. Tal criterio es incorrecto en caso de los materiales bio-compuestos reforzados con fibra natural. Por ello, al resolver el RVE con microestructura realista los resultados serán más consistentes con la realidad.

Por otro lado, los módulos de corte G_{ij} presentan valores ligeramente más altos que el módulo de corte de la matriz poliéster, este valor es consistente para materiales compuestos.

De forma genérica se puede decir que los resultados presentados en la **Tabla 3.5** son coherentes para la técnica de homogenización de la ley de mezclas, aunque los resultados generalmente obtenidos por la ley de mezclas son sobrestimados. Es por ello que el programa Digimat utiliza técnicas de homogenización más avanzadas como las propuestas por Mori Tanaka, lo cual añade exactitud en los resultados. Por su lado el método RVE con microestructura realista utiliza la topología real del material añadiendo al cálculo exactitud. Por otro lado, el código compuesto por la Mecánica de la Estructura de Genoma (MSG) y el CUF ofrecen una solución micromecánica con un costo computacional reducido

Por otro lado, para validar los resultados de la **Tabla 3.5**, estos se compararon con los resultados experimentales presentados en la **Figura 1.31**. Por ejemplo, el módulo de elasticidad longitudinal E_{11} debe ser numéricamente aproximado al módulo de flexión longitudinal hallado experimentalmente. Como se puede apreciar en la **Tabla 3.5**, el valor de

E_{11} están por encima de 8 GPa, mientras que al de la **Figura 1.31** para un tiempo de tratamiento químico de 45 minutos, le corresponde un valor numérico de módulo de flexión longitudinal de ~ 8 GPa. Esto significa que los valores de las propiedades elásticas ortotrópicas de la lámina de material compuesto de resina poliéster reforzado con fibra de *Stipa Obtusa* son válidos para la simulación numérica computacional con elementos finitos. Siendo las propiedades que se utilizaron para el análisis macromecánico los obtenidos con el método RVE con microestructura realista.

3.5 Validación mecánica con Ansys

3.5.1 Datos de Ingreso para la simulación del pie protésico.

Luego se calcularon las propiedades elásticas ortotrópicas de la lámina de material compuesto de resina poliéster reforzado con fibra de *Stipa Obtusa* mediante el análisis micromecánico RVE con microestructura realista. A continuación, en la **Tabla 3.5** se presentan los datos de ingreso para la simulación computacional con elementos finitos.

Parámetro	Valor
E 11 (Gpa)	10.5588
E 22 (Gpa)	4.051
E 33(Gpa)	4.158
ν_{12}	0.3322
ν_{13}	0.3328
ν_{23}	0.4675
G 12 (Gpa)	1.342
G 23 (Gpa)	1.259
G 13 (Gpa)	1.485
ρ (Kg/m ³)	1340
Espesor (mm)	0.95

Tabla 3.5 Propiedades mecánicas del laminado compuesto de matriz poliéster con fibras de la especie *Stipa Obtusa*

Fuente: Elaboración propia

Como puede observarse en la **Tabla 3.5**, el módulo de elasticidad E_{11} (longitudinal a la orientación de la fibra *Stipa Obtusa*) tiene un valor superior en comparación a E22 y E33, esto se debe a que las propiedades mecánicas de la fibra *Stipa* aportan en gran medida al

laminado bio-compuesto. Por otro lado, los módulos de corte G_{ij} presentan valores ligeramente más altos que el módulo de corte de la matriz poliéster, este valor es consistente para materiales compuestos.

De forma genérica se puede decir que los resultados presentados en la **Tabla 3.5** son coherentes para la técnica de homogenización de la ley de mezclas, aunque los resultados generalmente obtenidos por la ley de mezclas son sobrestimados.

Por otro lado, para validar los resultados de la **Tabla 3.5**, estos se compararon con los resultados experimentales presentados en la **Figura 1.31**. Por ejemplo, el módulo de elasticidad longitudinal E_{11} debe ser numéricamente aproximado al módulo de flexión longitudinal hallado experimentalmente. Como se puede apreciar en la **Tabla 3.5**, el valor de E_{11} corresponde a 10.5588 GPa, mientras que al de la **Figura 1.31** para un tiempo de tratamiento químico de 45 minutos, le corresponde un valor numérico de módulo de flexión longitudinal de ~ 8 GPa. Esto significa que los valores de las propiedades elásticas ortotrópicas son válidos para la simulación numérica computacional con elementos finitos.

3.5.2 Exportación y mallado del pie protésico

Luego de importar la superficie del pie protésico al programa Ansys, se realizó el mallado pie protésico y del conector, el cual se presenta en la **Figura 3.4**.

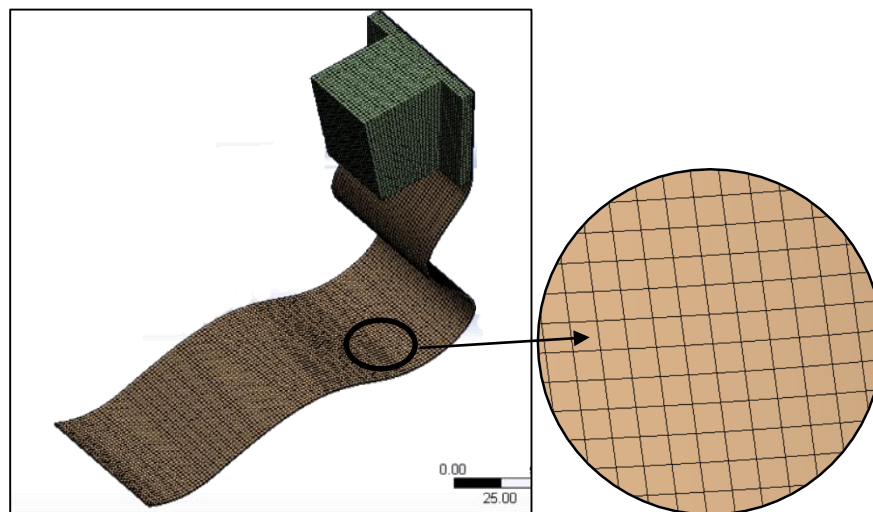


Figura 3.4 Resultado de la etapa de mallado en Ansys
Fuente: Elaboración propia

La calidad de la malla es buena cuando se encuentra dentro de un rango de aceptabilidad. Cuando la oblicuidad máxima es cercana a cero significa que la malla tiene una excelente calidad, caso contrario sucede cuando la malla toma un valor cercano a uno. Por otro lado, la calidad mínima es muy buena cuando alcanza un valor cercano a uno, mientras que para valores cercanos a cero la calidad de malla es inaceptable. Es por ello que se presenta los resultados del análisis de los indicadores de calidad en la siguiente tabla.

Modelo de malla	Tamaño mínimo de malla (mm)	Número de elementos	Oblicuidad máxima	Calidad Mínima
1	Por defecto (8.3011)	2659	0.556	0.355
2	4	16 287	0.2414	0.8619
3	2	29 307	0.1906	0.9347

Tabla 3.6 Resultado de evaluación de calidad de malla en el pie protésico
Fuente: Elaboración propia

De la **Tabla 3.6** se puede observar que la oblicuidad máxima con mínimo valor se obtuvo con el modelo 3. Asimismo, el parámetro de calidad mínima con mayor valor se obtuvo con el modelo 3. Es por ello que para el presente trabajo de investigación, se empleó el modelo de malla 3.

Sin embargo, al emplear un tamaño de malla más pequeño se generó una mayor cantidad de elementos en el pie protésico, esto significa que el costo computacional fue más alto para el cálculo de esfuerzos y deformaciones. La reducción de la malla no garantiza categóricamente resultados confiables, pero sí permite la convergencia en un tiempo razonable de la solución, así como la no dependencia de la solución por el tamaño de la malla.

3.5.3 Generación y dirección de laminados en ACP- Pre

Luego de la preparación del pie protésico, se estableció que el modelo del mismo tendrá un total de ocho láminas de material bio-compuesto de matriz poliéster reforzado con fibra de *Stipa Obtusa* apiladas una sobre otras con un espesor de 0.95 mm por cada lámina. Es decir, el modelo tiene un total de 7.6 mm de espesor. Mientras que la dirección de laminación del pie protésico fue simétrica con la siguiente configuración $[0 \ -45 \ 45 \ 0]_s$. Además, el laminado del pie protésico tiene anisotropía, es decir tiene diferentes propiedades

en función a la dirección del material. A continuación se presenta en la **Figura 3.5** el resultado de la dirección del laminado con el espesor y propiedades polares globales del pie protésico.

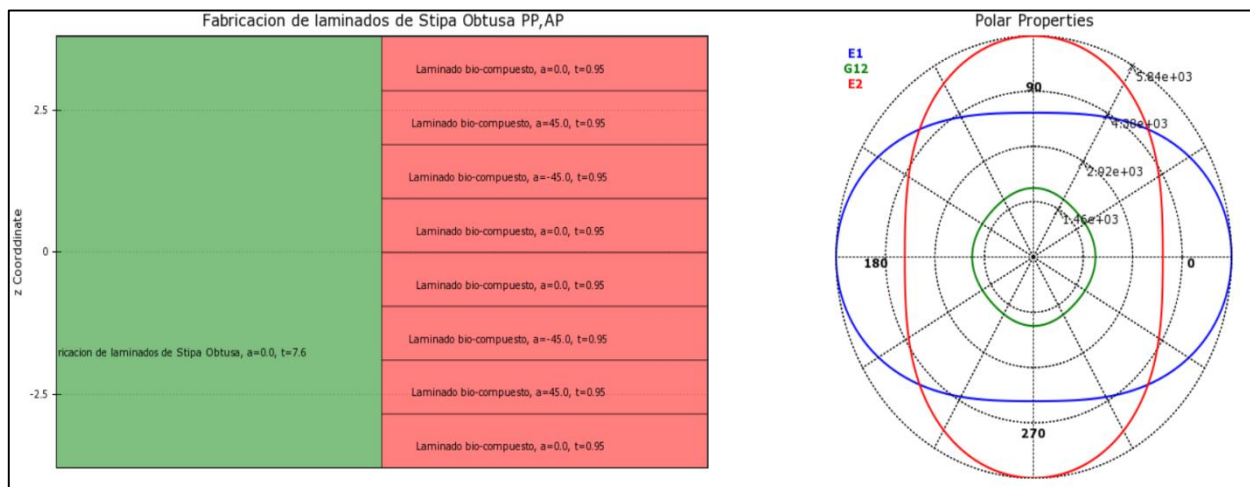


Figura 3.5 Dirección de laminados con espesores y propiedades mecánicas en representación polar
Fuente: Elaboración propia

Como se puede observar en la **Figura 3.5**, las propiedades mecánicas del laminado representado en coordenadas polares presentan anisotropía según la dirección. Para el caso, de la dirección longitudinal de las fibras de *Stipa Obtusa* se obtiene 5.84 GPa de módulo de elasticidad, mientras que en la dirección transversal a la dirección de las fibras de *Stipa Obtusa*, el laminado alcanza un 5.84 GPa de módulo de elasticidad. Por otro lado, el módulo cortante G12 se mantiene cuasi-constante en la laminación con un valor de 1.65 GPa. Sin embargo, las propiedades con esta configuración son desfavorables en los ángulos correspondientes a $\sim 45^\circ$, 135° , 225° y 315° .

3.5.4 Simulación mecánica del pie protésico

A continuación, se presenta los resultados de los estados tensionales del pie protésico obtenidos en el análisis de elementos finitos para cada etapa de la marcha humana.

- Etapa de aterrizaje: Se determinó que el máximo esfuerzo normal se produce en el laminado superior, con un valor de - 20. 008 MPa. Asimismo, la deformación máxima

alcanzada sucede en el laminado superior con un valor de 0.0043069 mm/mm. Estos valores se encuentran en un rango aceptable de esfuerzos para la prótesis transtibial.

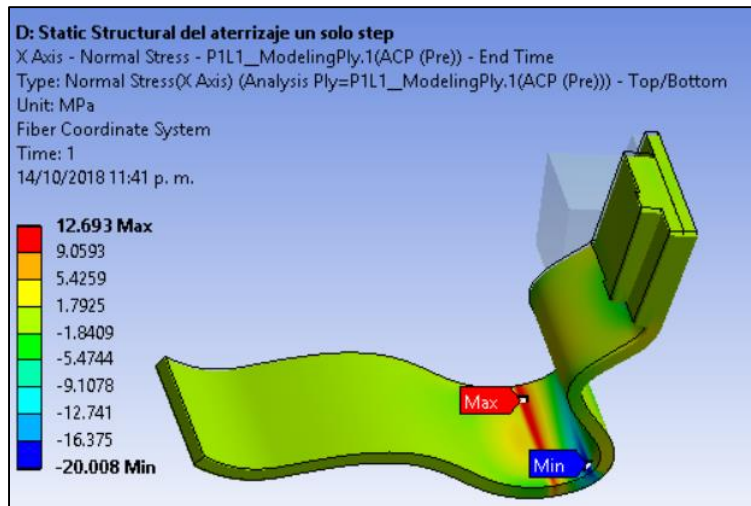


Figura 3.6 Resultado de análisis numérico para la etapa de aterrizaje
Fuente: Elaboración propia

- Etapa de descanso: Se calculó que el máximo esfuerzo normal sucede en el laminado superior con un valor de 42.304 MPa. Asimismo, la deformación máxima alcanzada se da en el laminado inferior con un valor de 0.0036034 mm/mm. Como desplazamiento resultante se obtuvo 4.02 mm. Estos resultados son mayores en comparación al caso de la etapa de aterrizaje como consecuencia de la descarga total del peso del usuario sobre el dispositivo protésico.

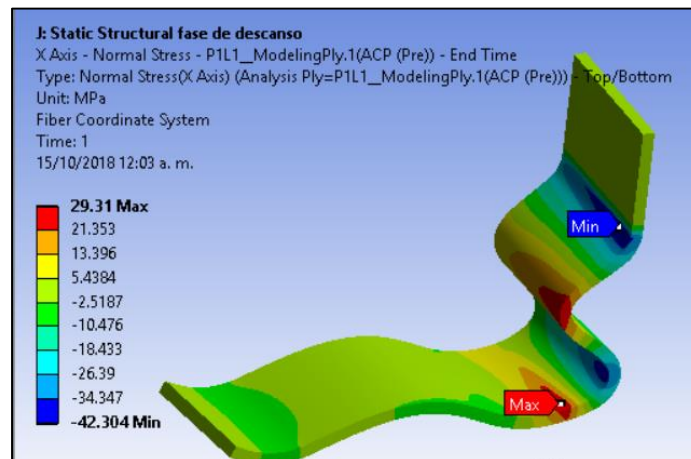


Figura 3.7 Resultado de análisis numérico para la etapa de descanso
Fuente: Elaboración propia

- Etapa de despegue: Se estableció que el máximo esfuerzo normal sucede en el laminado número seis con un valor de -88.257 MPa. Asimismo, la deformación máxima alcanzada se da en el laminado seis con un valor de 0.0046661 mm/mm. El valor alcanzado de esfuerzo es alto y se necesita realizar un análisis de falla para descartar una posible falla.

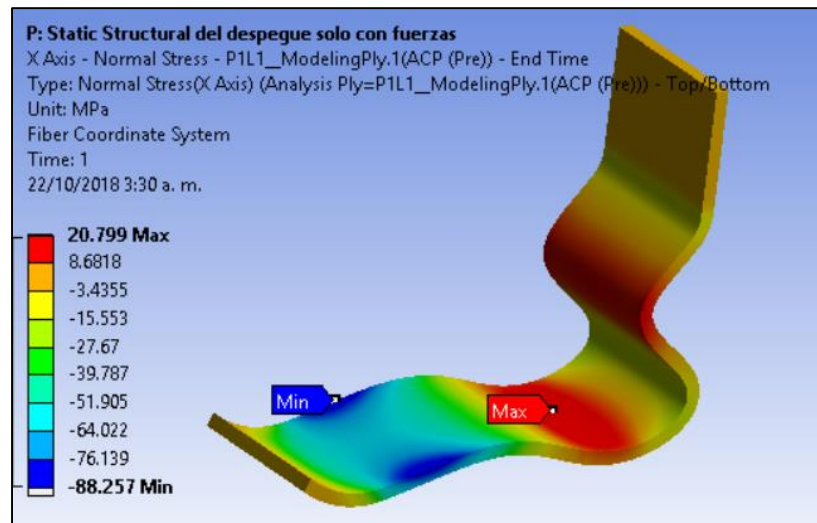


Figura 3.8 Resultado de análisis biomecánico para un ciclo de la marcha humana normalizado
Fuente: Elaboración propia

Para las tres etapas, los resultados muestran que la fase más crítica sucede en el despegue con un esfuerzo máximo de -88.257 MPa y deformación de 0.0046661 mm/mm. Esto se debe a que durante la fase de despegue todo el peso del usuario se iguala en magnitud con la fuerza de reacción del suelo originando grandes estados sobre la zona que reemplaza a las falanges del pie, como se muestra en la **Figura 3.8**.

3.5.5 Validación mecánica con aplicación de criterio de falla

A continuación, se presenta los resultados del criterio de falla para cada fase propuesta con el fin de garantizar la performance del pie protésico.

- Etapa de aterrizaje: Se determinó que el pie protésico no podría presentar una posible falla en la etapa de aterrizaje. Como se muestra en la **Figura 3.9** el pie protésico solo alcanza un 0.25 de un límite de 1 del criterio; es decir, se encuentra en la zona segura del criterio de falla de Tsai Wu.

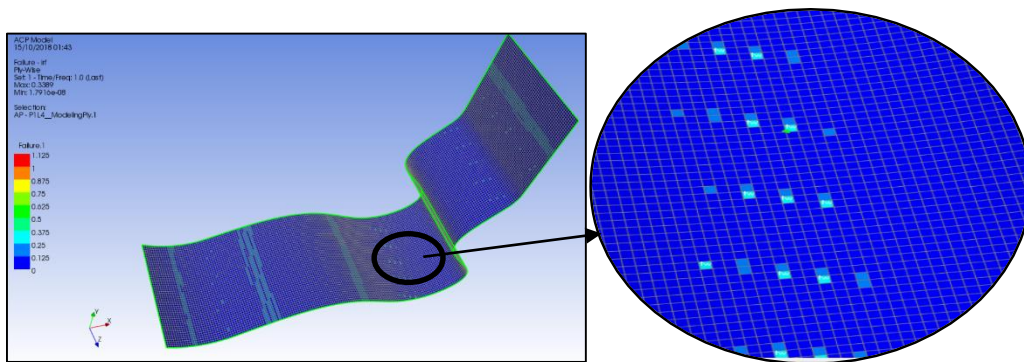


Figura 3.9 Resultado en la etapa de aterrizaje con el criterio de falla Tsai Wu
Fuente: Elaboración propia

- Etapa de descanso: Se determinó que la estructura no presentará posibles fallas, es decir la estructura tendrá una performance segura durante la marcha humana. La **Figura 3.10** muestra que el máximo índice alcanzado en la prótesis es de 0.5 siendo en ningún momento mayor a 1.

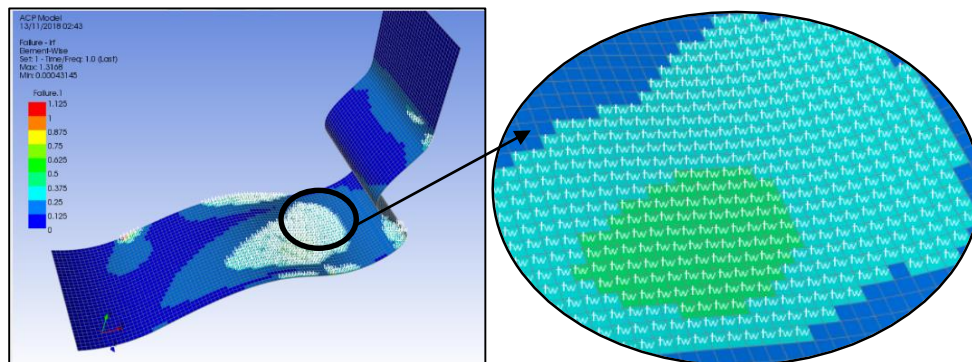


Figura 3.10 Resultado en la etapa de descanso con el criterio de falla Tsai Wu
Fuente: Elaboración propia

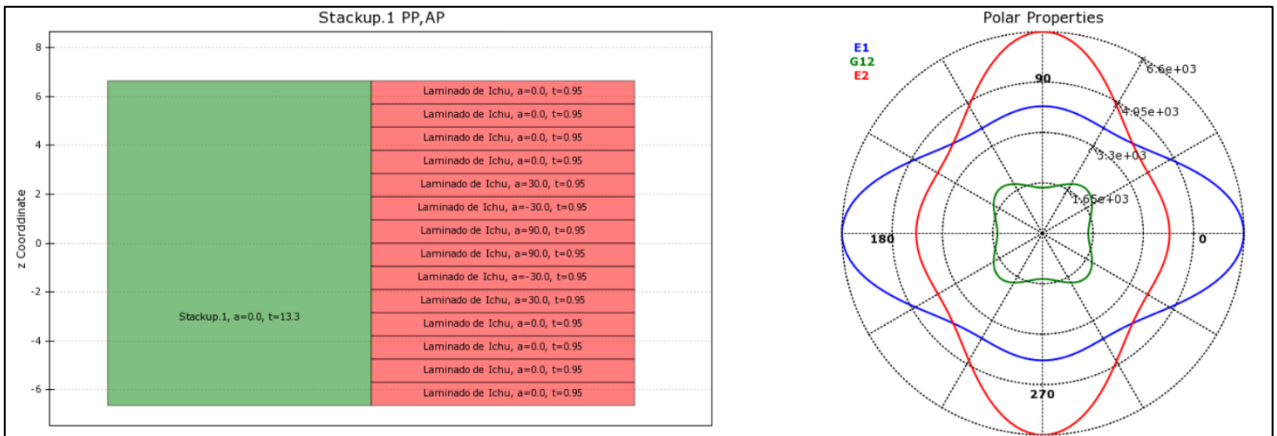


Figura 3.12 Dirección de laminados con espesores y propiedades mecánicas en representación polar de primera iteración
Fuente: Elaboración propia

A continuación, se presenta los resultados de los estados tensionales y validación mecánica con el criterio de falla de Tsai Wu de la configuración propuesta de la primera iteración.

- Etapa de aterrizaje: Se determinó que el máximo esfuerzo normal sucede en el laminado superior, con un valor de -16.111 MPa (ver **Figura 3.13**). Asimismo, la deformación máxima alcanzada sucede en el laminado superior con un valor de 0.0020101 mm/mm. El estado tensional con esta configuración disminuye alrededor de 40 % de la primera configuración propuesta.

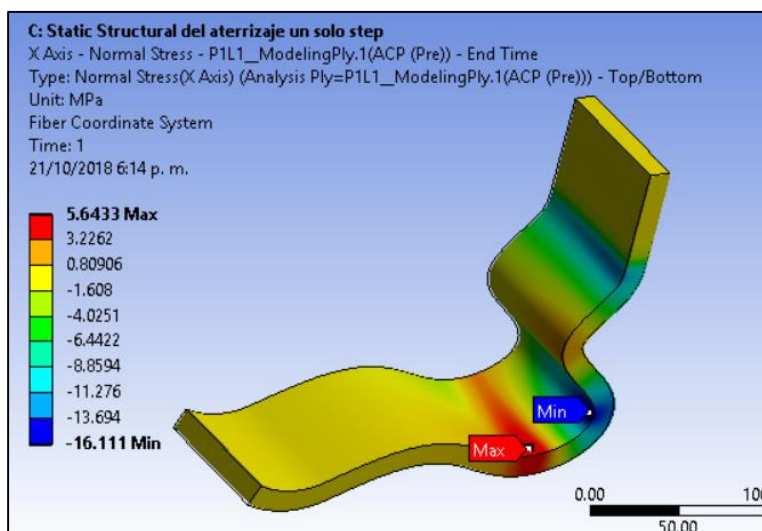


Figura 3.13 Resultado de análisis numérico de la primera iteración para la etapa de aterrizaje
Fuente: Elaboración propia

Asimismo, al aplicar el criterio de falla de Tsai Wu al pie protésico, se determinó que en la etapa de aterrizaje el pie protésico se encuentra en una zona segura de falla, en otras palabras, la estructura no podría presentar fallas tal como se muestra en la **Figura 3.14**.

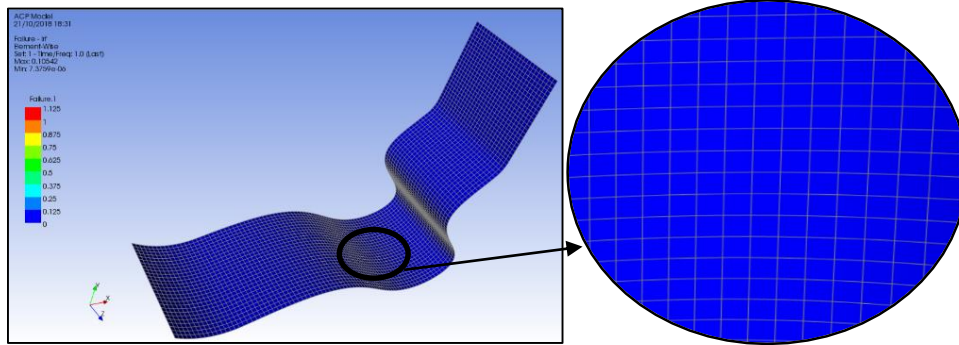


Figura 3.14 Resultado de la primera iteración en la etapa de aterrizaje con el criterio de falla Tsai Wu
Fuente: Elaboración propia

- Etapa de descanso: Se calculó que el máximo esfuerzo normal sucede en el laminado superior con un valor de 13.147 MPa. Asimismo, la deformación máxima alcanzada se da en el laminado inferior con un valor de 0.00166 mm/mm con un desplazamiento máximo de 0.89 mm. Como se observa en la **Figura 3.15** se redujeron los esfuerzos normales en la dirección longitudinal de la fibra *Obtusa* en un ~60 % con respecto a la primera simulación numérica. Esto debido a la configuración del laminado, así como la adición de laminados de *Stipa Obtusa*.

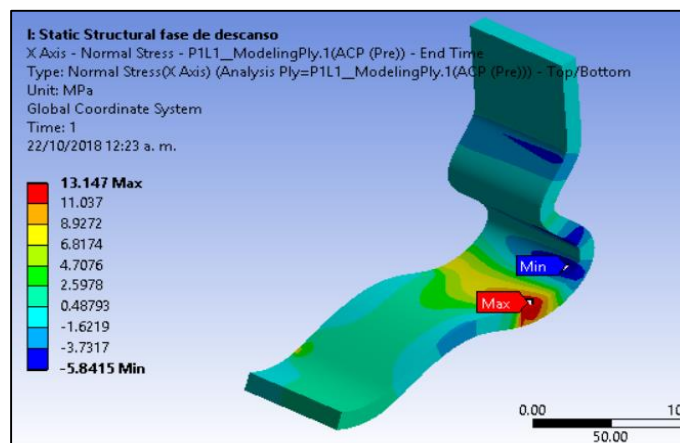


Figura 3.15 Resultado del análisis numérico de la primera iteración para la etapa de descanso
Fuente: Elaboración propia

Asimismo, al aplicar el criterio de falla de Tsai Wu al pie protésico en la etapa de descanso se determinó que el pie protésico se encuentra en una zona segura de falla. En otras palabras, las resistencias alcanzadas por la estructura están por debajo del valor permisible, tal como se puede apreciar en la **Figura 3.16**.

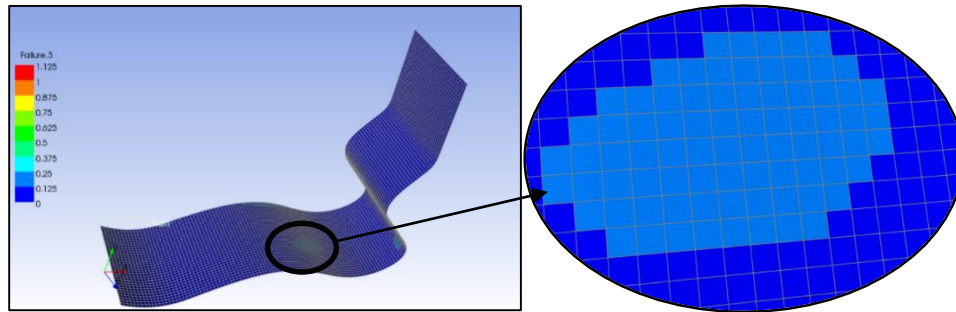


Figura 3.16 Resultado de la primera iteración en la etapa de aterrizaje con el criterio de falla Tsai Wu
Fuente: Elaboración propia

- Etapa de despegue: Se estableció que el máximo esfuerzo normal sucede en el laminado número seis, con un valor de -21.162 MPa. Asimismo, la deformación máxima alcanzada se da en el laminado seis con un valor de 0.0069043 mm/mm. Como se observa en la **Figura 3.17**, el valor máximo de esfuerzo alcanzado disminuyó considerablemente (valor anterior -88.25 MPa) debido a la configuración del laminado y a su espesor.

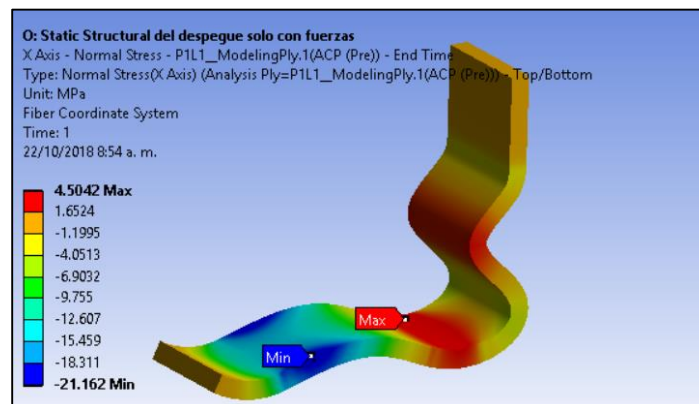


Figura 3.17 Resultado de análisis biomecánico para un ciclo de la marcha humana normalizado
Fuente: Elaboración propia

Por otro lado, se determinó la funcionalidad en la etapa de despegue para el pie protésico. La resistencia permisible desarrollada por la estructura compuesta se encuentran en el rango aceptable del criterio de falla como se observa en la **Figura 3.18**.

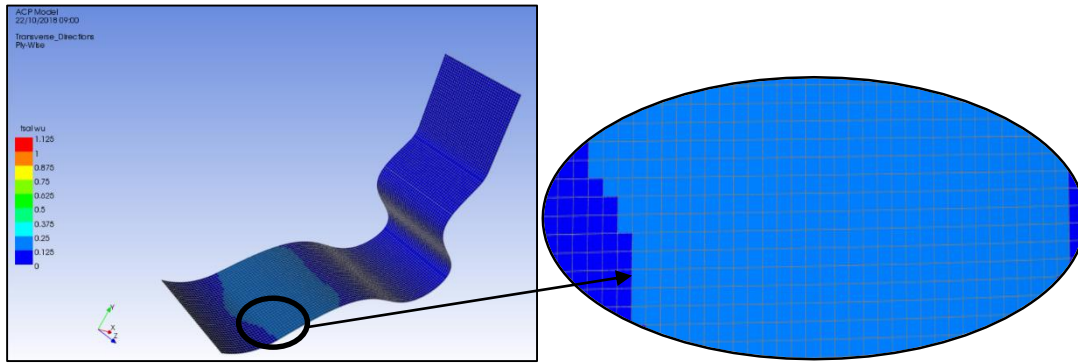


Figura 3.18 Resultado de la primera iteración en la etapa de aterrizaje con el criterio de falla Tsai Wu
Fuente: Elaboración propia

- **Segunda iteración:** A continuación, se propone una configuración de laminados simétricos $[0\ 0\ 30\ -30\ 45\ -45\ 90]_s$, teniendo un total de 14 laminados compuestos de fibras de *Stipa Obtusa* con un espesor total del pie protésico de 13.3 mm. Las propiedades en dirección longitudinal de la fibra *Obtusa* alcanzan 5.43 GPa, mientras que en dirección transversal las propiedades alcanzan 5.43 GPa. Esta configuración de laminación tiene un comportamiento mecánico cuasi-isotrópico, es decir, tiene casi las mismas propiedades mecánicas en todas las direcciones como se muestra en la **Figura 3.19**.

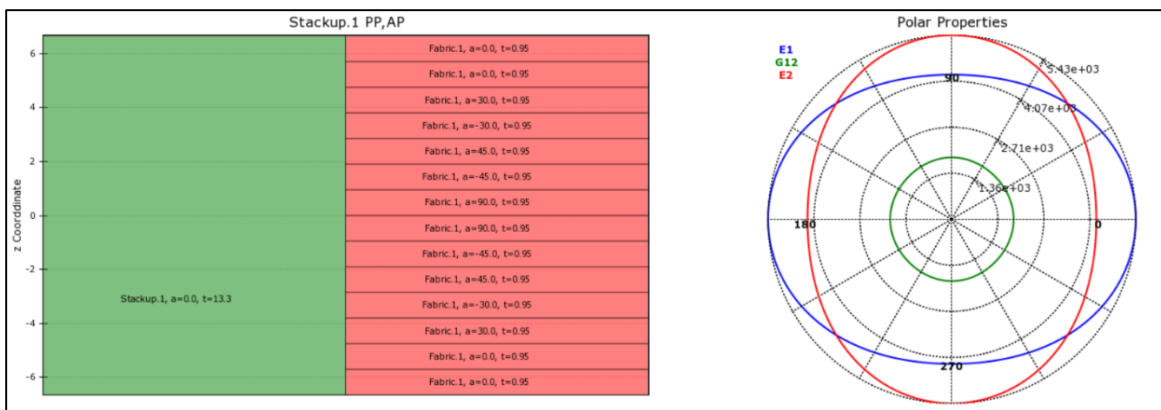


Figura 3.19 Dirección de laminados con espesores y propiedades mecánicas en representación polar de la segunda iteración

Fuente: Elaboración propia

A continuación, se presentan los resultados de los estados tensionales y validación mecánica con el criterio de falla de Tsai Wu de la configuración propuesta de la segunda iteración.

- Etapa de aterrizaje: Se determinó que el máximo esfuerzo normal sucede en el laminado superior, con un valor de 8.8428 MPa (ver **Figura 3.20**). Asimismo, la deformación máxima alcanzada sucede en el laminado superior con un valor de 0.0020101 mm/mm. El estado tensional con esta configuración disminuye alrededor de 120 % sobre la primera configuración propuesta.

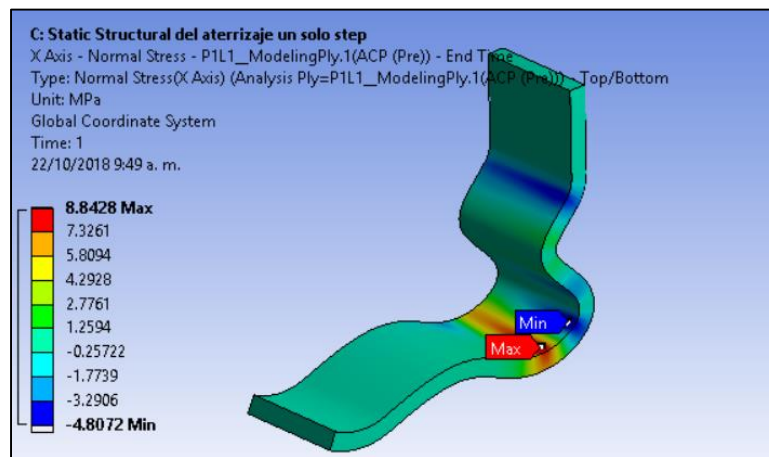


Figura 3.20 Resultado de análisis numérico de la segunda iteración para la etapa de aterrizaje
Fuente: Elaboración propia

Asimismo, al aplicar el criterio de falla de Tsai Wu al pie protésico, se determinó que en la etapa de aterrizaje este se encuentra en una zona segura de falla, en otras palabras la estructura no fallará tal como se muestra en la **Figura 3.21**.

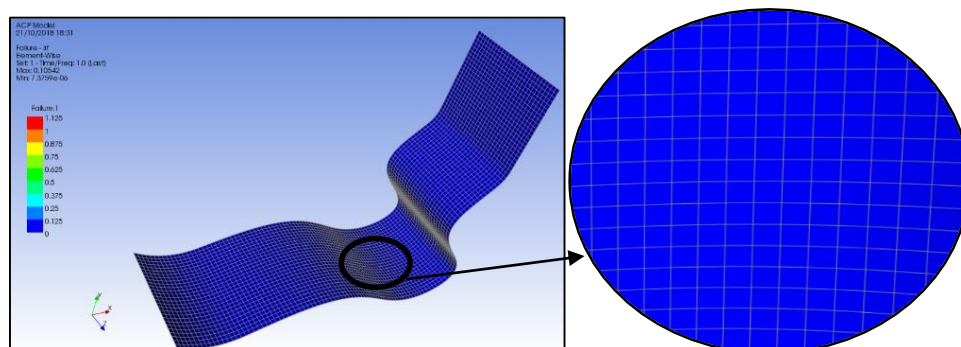


Figura 3.21 Resultado de la segunda iteración en la etapa de aterrizaje con el criterio de falla Tsai Wu
Fuente: Elaboración propia

- Etapa de descanso: Se calculó que el máximo esfuerzo normal sucede en el laminado superior con un valor de 12.41 MPa. Asimismo, la deformación máxima alcanzada se da en el laminado inferior con un valor de 0.00166 mm/mm con un desplazamiento máximo de 1.435 mm. Como se observa en la **Figura 3.22**, se redujeron los esfuerzos normales en la dirección longitudinal de la fibra *Obtusa* en un ~61 % con respecto a la primera simulación numérica. Esto debido a la configuración del laminado así como la adición de laminados de *Stipa Obtusa*.

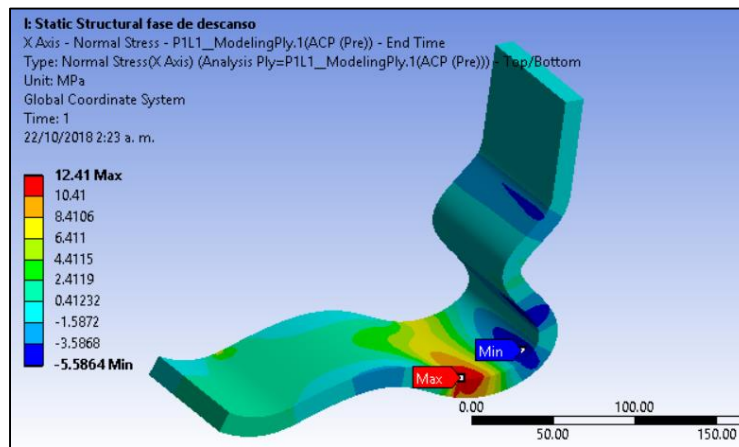


Figura 3.22 Resultado del análisis numérico de la segunda iteración para la etapa de descanso
Fuente: Elaboración propia

Asimismo, al aplicar el criterio de falla de Tsai Wu al pie protésico en la etapa de descanso, se determinó que este encuentra en una zona segura de falla. En otras palabras, las resistencias alcanzadas por la estructura están por debajo del valor permisible, tal como se puede apreciar en la **Figura 3.23**.

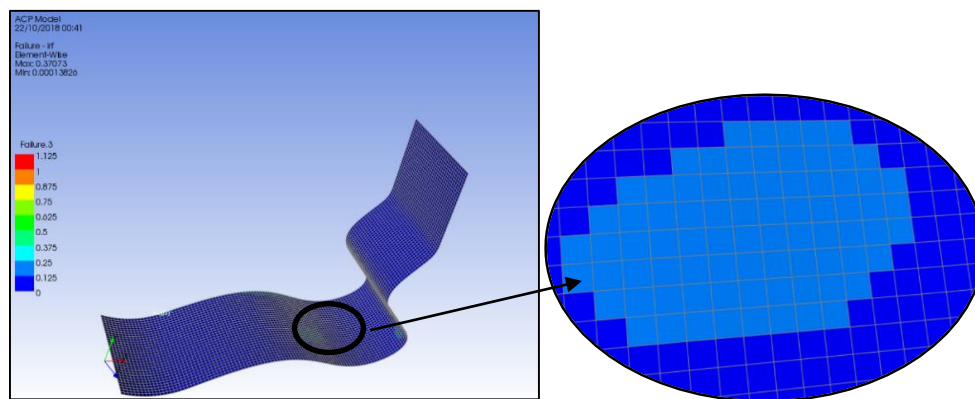


Figura 3.23 Resultado de la segunda iteración en la etapa de aterrizaje con el criterio de falla Tsai Wu
Fuente: Elaboración propia

- Etapa de despegue: Se estableció que el máximo esfuerzo normal sucede en el laminado superior con un valor de -17.074. Asimismo, la deformación máxima alcanzada se da en el laminado seis con un valor de 0.0038043 mm/mm. Como se observa en la **Figura 3.24** el valor máximo de esfuerzo alcanzado disminuyó considerablemente (valor primera iteración -88.25 MPa), esto debido a la configuración y espesor del laminado.

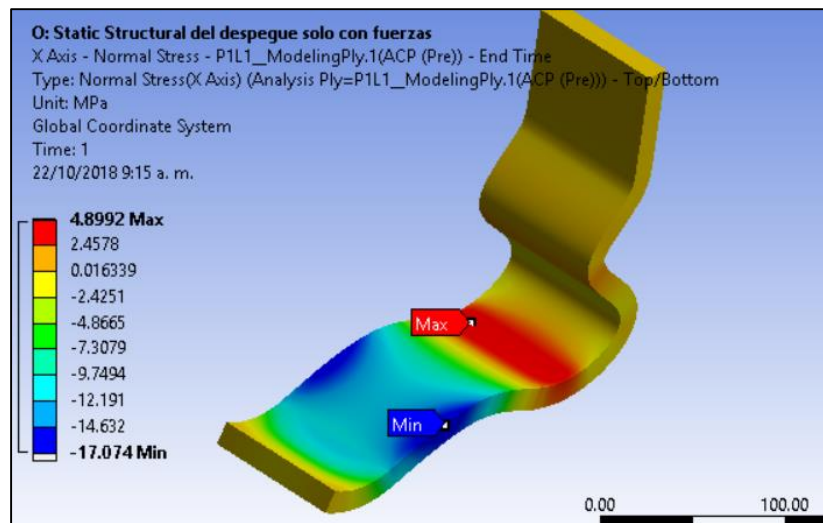


Figura 3.24 Resultado del análisis numérico de la segunda iteración para la etapa de despegue
Fuente: Elaboración propia

Por último, se determinó la funcionalidad en la etapa de despegue para el pie protésico. La resistencia permisible obtenida por la estructura compuesta se encuentra en el rango aceptable del criterio de falla como se observa en la **Figura 3.25**.

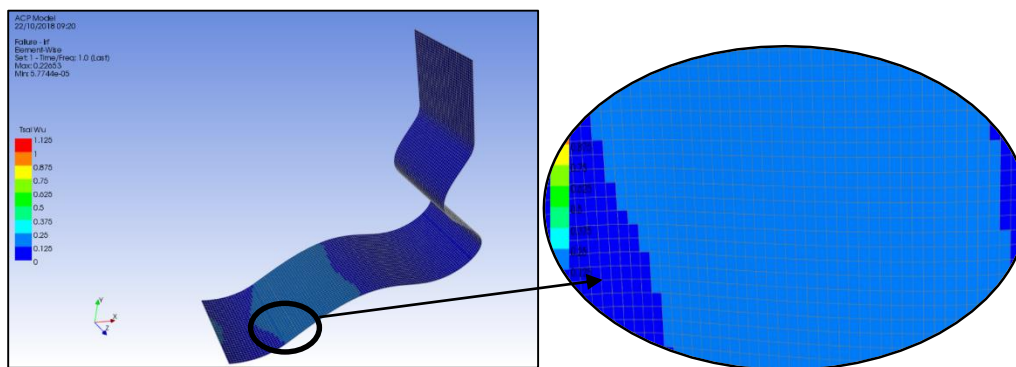


Figura 3.25 Resultado de la segunda iteración en la etapa de aterrizaje con el criterio de falla Tsai Wu
Fuente: Elaboración propia

- **Tercera iteración:** A continuación, se propone una configuración de laminados con la siguiente configuración [0 30 -30 45 -45]_s, teniendo un total de 8 laminados compuestos de fibras de *Stipa Obtusa* con un espesor total del pie protésico de 9.5 mm. Las propiedades en dirección longitudinal de la fibra *Obtusa* alcanzan 5.47 GPa, mientras que en dirección transversal las propiedades alcanzan 5.47 GPa. Como se muestra en la **Figura 3.26**.

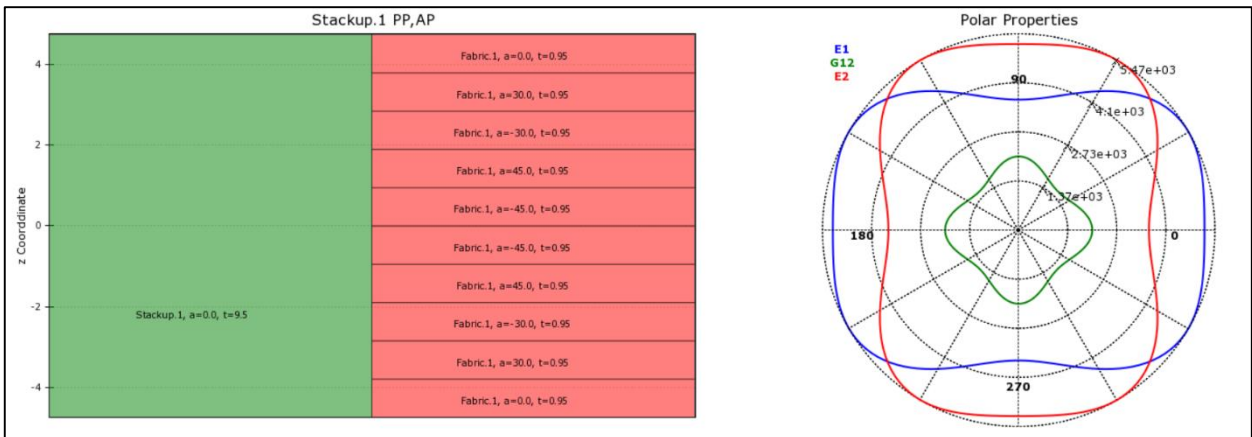


Figura 3.26 Dirección de laminados con espesores y propiedades mecánicas en representación polar de la tercera iteración
Fuente: Elaboración propia

A continuación, se presentan los resultados de los estados tensionales y validación mecánica con el criterio de falla de Tsai Wu de la configuración propuesta de la segunda iteración.

- Etapa de aterrizaje: Se determinó que el máximo esfuerzo normal sucede en el laminado superior, con un valor de -25.321 MPa (ver **Figura 3.27**). Asimismo, la deformación máxima alcanzada sucede en el laminado superior con un valor de 0.0020973 mm/mm. El estado tensional con esta configuración aumentó alrededor de 15 % sobre la primera configuración propuesta.

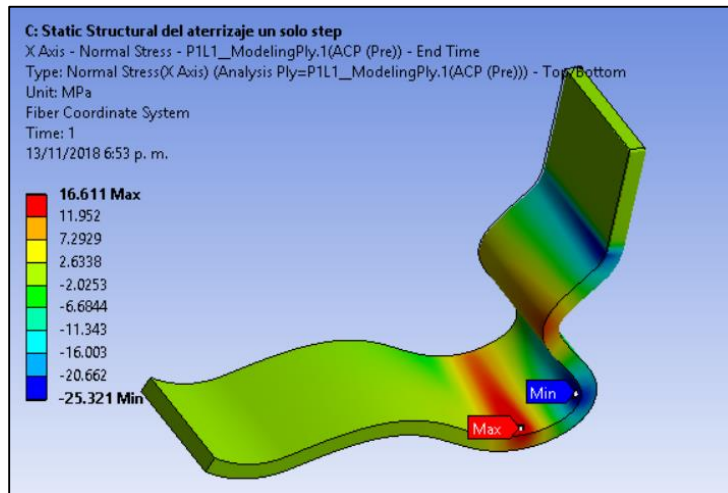


Figura 3.27 Resultado de análisis numérico de la tercera iteración para la etapa de aterrizaje
Fuente: Elaboración propia

Asimismo, al aplicar el criterio de falla de Tsai Wu al pie protésico, se determinó que en la etapa de aterrizaje este se encuentra en una zona segura de falla, en otras palabras la estructura no fallará tal como se muestra en la **Figura 3.28**.

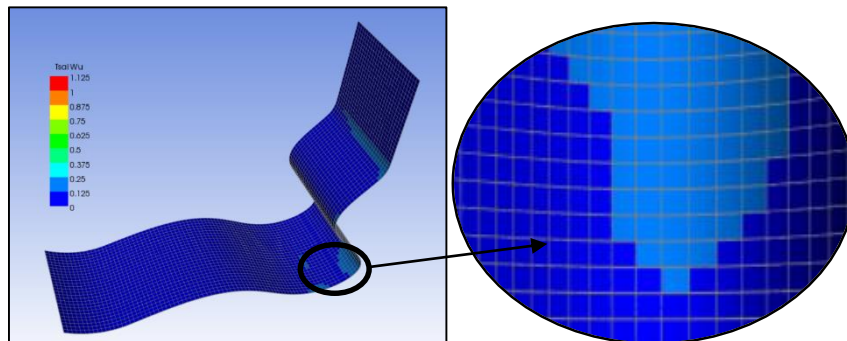


Figura 3.28 Resultado de la tercera iteración en la etapa de aterrizaje con el criterio de falla Tsai Wu
Fuente: Elaboración propia

- Etapa de descanso: Se calculó que el máximo esfuerzo normal sucede en el laminado superior con un valor de 26.021 MPa. Asimismo, la deformación máxima alcanzada se da en el laminado inferior con un valor de 0.003316 mm/mm con un desplazamiento máximo de 3.65 mm. Como se observa en la **Figura 3.29**, los esfuerzos normales disminuyeron en la dirección longitudinal de la fibra *Obtusa* en un ~40 % con respecto

a la primera simulación numérica. Esto debido a la configuración del laminado de *Stipa Obtusa*.

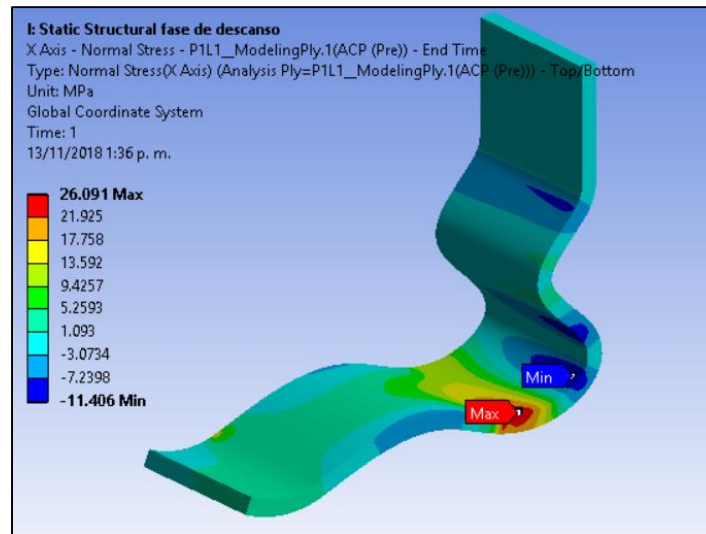


Figura 3.29 Resultado del análisis numérico de la tercera iteración para la etapa de descanso
Fuente: Elaboración propia

Asimismo, al aplicar el criterio de falla de Tsai Wu al pie protésico en la etapa de descanso, se determinó que este se encuentra en una zona segura de falla. En otras palabras, las resistencias alcanzadas por la estructura están por debajo del valor permisible, tal como se puede apreciar en la **Figura 3.30**.

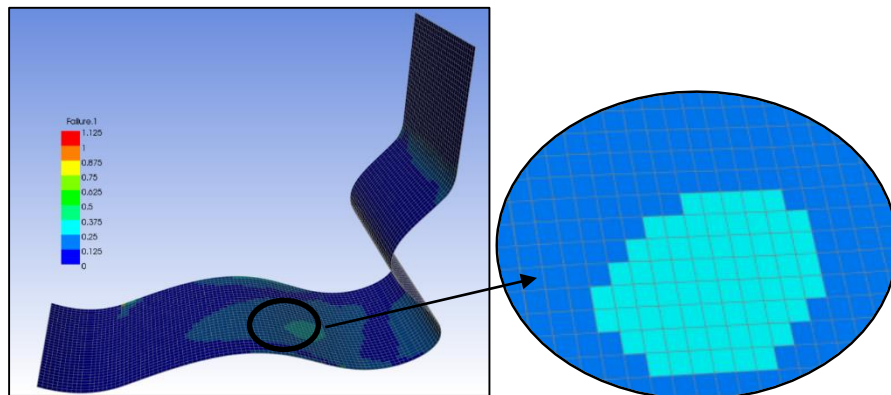


Figura 3.30 Resultado de la tercera iteración en la etapa de aterrizaje con el criterio de falla Tsai Wu
Fuente: Elaboración propia

- Etapa de despegue: Se estableció que el máximo esfuerzo normal sucede en el laminado superior con un valor de -35.918. Asimismo, la deformación máxima alcanzada se da en

el laminado seis con un valor de 0.0062435 mm/mm. Como se observa en la **Figura 3.31**, el valor máximo de esfuerzo alcanzado disminuyó considerablemente (valor primera iteración -88.25 MPa), esto debido a la configuración del laminado y del espesor del laminado.

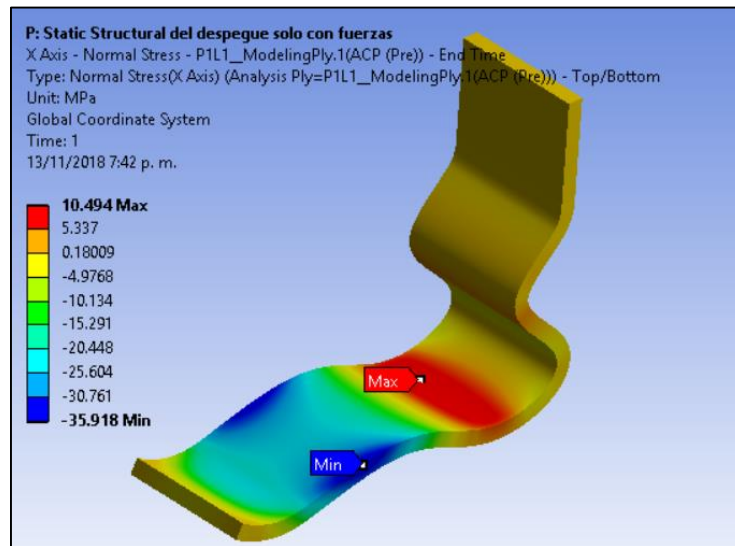


Figura 3.31 Resultado del análisis numérico de la tercera iteración para la etapa de descenso
Fuente: Elaboración propia

Por último, se determinó la funcionalidad en la etapa de despegue para el pie protésico. La resistencia permisible obtenida por la estructura compuesta se encuentran en el rango aceptable del criterio de falla como se observa en la **Figura 3.32**.

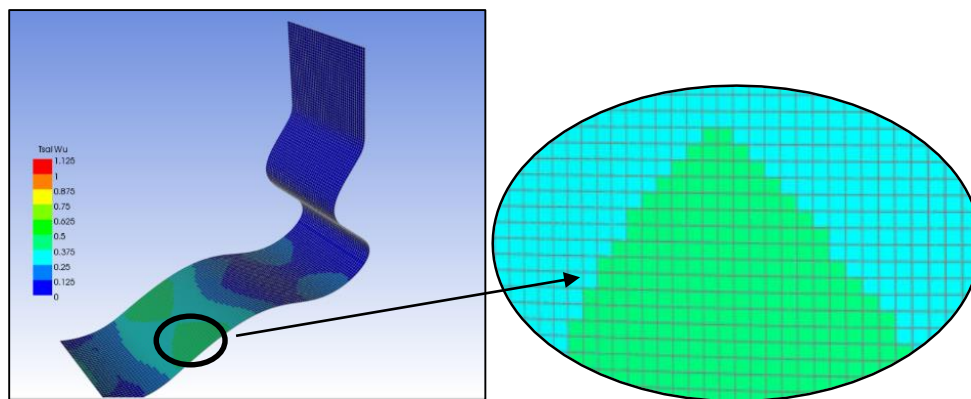


Figura 3.32 Resultado de la segunda iteración en la etapa de aterrizaje con el criterio de falla Tsai Wu
Fuente: Elaboración propia

3.6 Análisis Biomecánico con OpenSim

A continuación, se presenta la propiedad de rigidez de la prótesis para la etapa de descanso de las cuatro configuraciones propuestas para el análisis biomecánico y su incidencia sobre el usuario durante la marcha humana, ya que durante la bipedestación la prótesis almacena energía para luego liberarla durante la etapa de oscilación.

N°	Modelo	Rigidez	Máxima deflexión	Configuración de laminado
1	Inicial	204 N/mm	4.02 mm	[0 45 -45 0] _s
2	Primera Iteración	1.023 N/mm	0.82 mm	[0 0 0 0 30 -30 90] _s
3	Segunda Iteración	607.81 N/mm	1.435 mm	[0 0 30 -30 45 -45 90] _s
4	Tercera Iteración	252 N/mm	3.65 mm	[0 30 -30 45 -45] _s

Tabla 3.7 Resultado de las cuatro configuraciones propuestas con propiedades de rigidez, deflexión y configuración de laminado.
Fuente: Elaboración propia

Como se puede observar en la tabla precedente, el modelo computacional N° 1 obtuvo la máxima deflexión (4.02 mm) y la menor rigidez (204 N/mm), mientras que el modelo N°2 obtuvo una deflexión de 0.82 mm. Los resultados son consistentes debido a la configuración de los laminados.

3.6.1 Dinámica Inversa

Tras la evaluación biomecánica, de los cuatro diseños propuestos en función a los momentos del pie amputado, se presenta los resultados obtenidos en la siguiente ilustración.

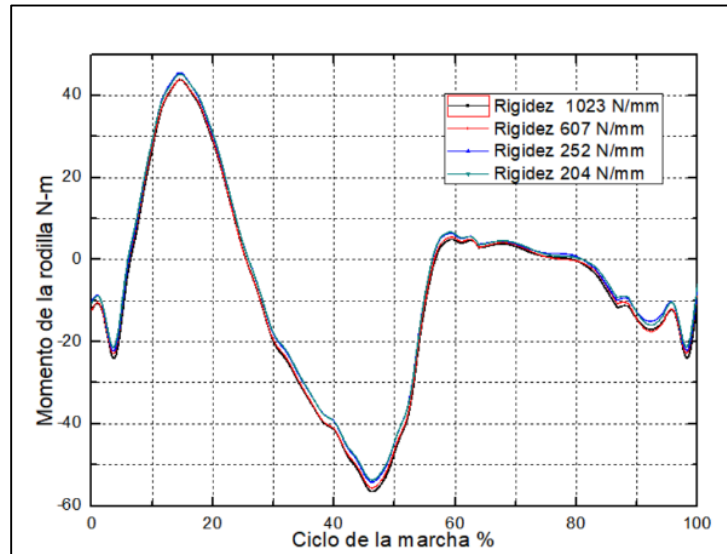


Figura 3.33 Resultado de momentos en la rodilla con las cuatro configuraciones de prótesis propuestos.
Fuente: Elaboración propia

De la **Figura 3.33** se puede observar que la prótesis con menor rigidez (204 N/mm) consigue mejorar el desarrollo de momento en la rodilla durante la etapa de oscilación (~60% del ciclo de la marcha). La mejora de momento en la articulación de la rodilla es de ~ 3 N-m con la prótesis de menor rigidez en comparación con el dispositivo de mayor rigidez (1023 N/mm). En gran medida esta mejora se debe a que en la prótesis de menor rigidez se consiguen almacenar mayor energía en forma de deflexiones.

Por otro lado, el modelo 1 (204 N/mm) y el modelo 4 (252 N/mm) no exhiben grandes diferencias en mejora de momento en la articulación de la rodilla durante la etapa de oscilación.

3.6.2 Optimización Estática.

Después del análisis biomecánico, sobre el efecto de la prótesis sobre las activaciones musculares del pie amputado durante la marcha humana. Se generó el siguiente cuadro donde se presenta la activación muscular durante la marcha humana del músculo recto femoral.

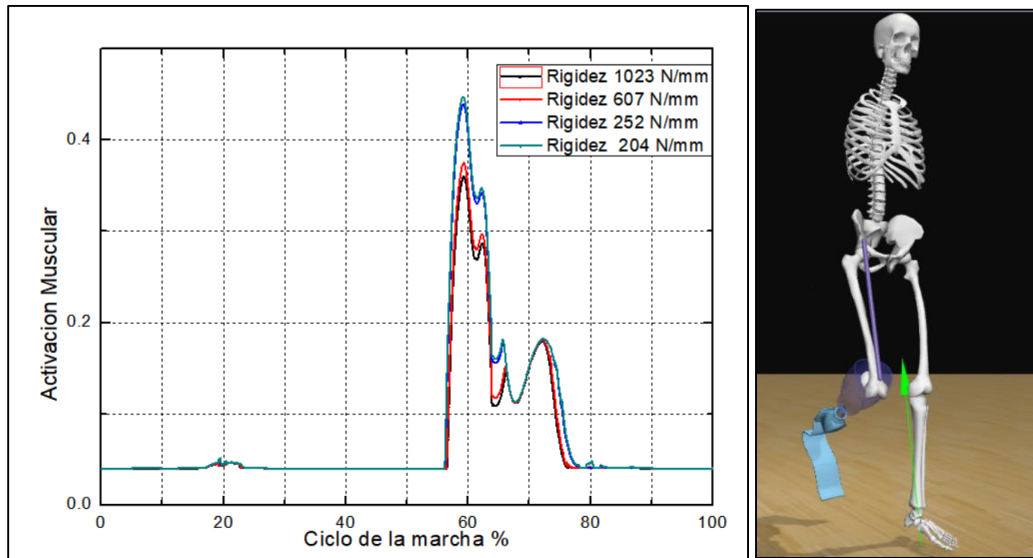
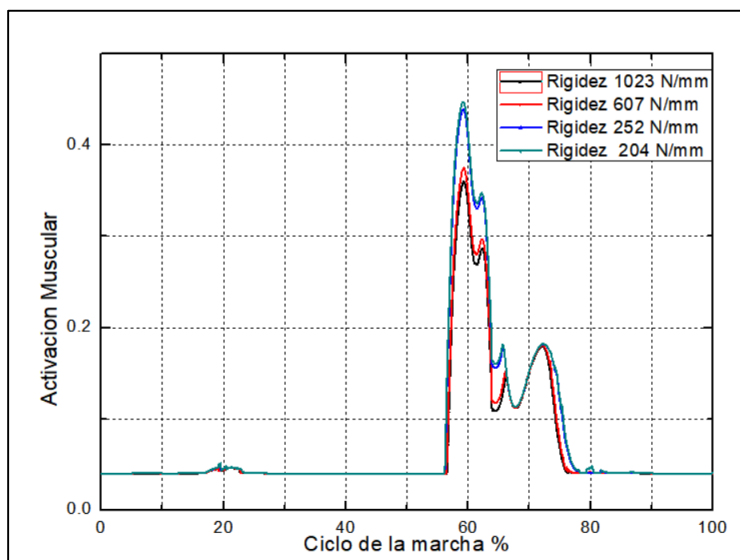


Figura 3.34 Resultado de activaciones musculares del músculo recto femoral en la marcha humana.

Fuente: Elaboración propia



Se puede observar de la

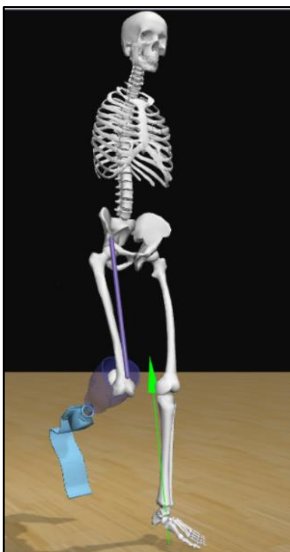


Figura 3.34 que la prótesis con menor rigidez (204 N/mm) consigue mejorar la activación muscular durante la propulsión del cuerpo (~60% del ciclo de la marcha). La activación muscular mejora en un ~0.05 con un dispositivo protésico de rigidez equivalente a 204 N/mm en comparación a la prótesis de rigidez de 1023 N/mm. Este resultado significa que el músculo recto femoral tendrá un mejor performance para conseguir la elevación del pie amputado durante la oscilación. Estos resultados obtenidos son congruentes con los estudios realizados por investigadores de la Universidad de Stanford [161].

Por otro lado, se observó una mínima diferencia de activación muscular entre el modelo N°1 y modelo N° 4 como consecuencia de la similitud de la rigidez de la prótesis.

Por su parte, el músculo iliopsoas contribuye de forma directa durante la etapa de pre-oscilación. Por tal motivo, se presenta la siguiente ilustración de la activación muscular del músculo iliopsoas durante la marcha humana.

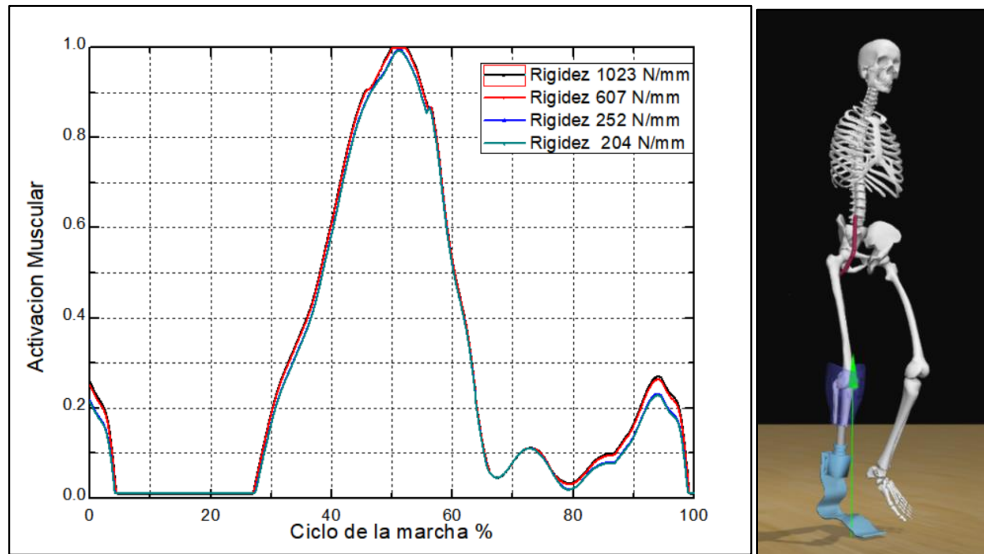


Figura 3.35 Resultado de activaciones musculares del músculo iliopsoas en la marcha humana.
Fuente: Elaboración propia

Como se muestra en la **Figura 3.35**, el modelo N°1 de prótesis (204 N/mm) consigue disminuir la activación muscular durante el inicio de pre-oscilación del cuerpo (~50% del ciclo de la marcha). La activación muscular disminuye en un ~0.06 con el dispositivo protésico que tiene una rigidez de 204 N/mm en comparación con el modelo N° 2 de prótesis (1023 N/mm). Este resultado indica que el músculo iliopsoas desarrolla una menor fuerza para lograr la cinemática de movimiento de oscilación como consecuencia del empuje de la fuerza almacenada del pie protésico. Este resultado obtenido sigue la misma tendencia reportada por Silverman [162].

Por otro lado, el músculo bicep femoral también tiene gran incidencia durante la etapa de oscilación. Por ello se presenta la siguiente figura que muestra la activación muscular del bicep femoral durante la locomoción.

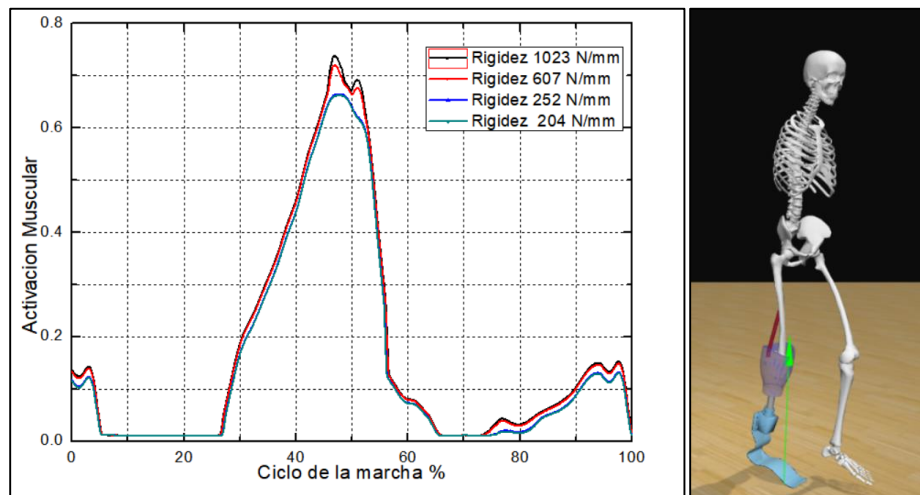


Figura 3.36 Resultado de activaciones musculares del musculo biceps femoral en la marcha humana.
Fuente: Elaboración propia

Se puede observar de la **Figura 3.36** que la prótesis con menor rigidez (204 N/mm) consigue disminuir la activación muscular durante la propulsión del cuerpo (~48% del ciclo de la marcha). La activación muscular disminuye en un ~0.08 con un dispositivo protésico de rigidez equivalente a 204 N/mm en comparación a la prótesis de rigidez 1023 N/mm. Este resultado significa que el músculo bíceps femoral tendrá una disminución de fuerza para conseguir la elevación del pie amputado durante la oscilación.

A continuación, se presenta el resumen de los resultados del análisis de elementos finitos y biomecánicos de cada configuración de prótesis propuesto, con el objetivo de escoger un diseño de prótesis funcional, pero al mismo tiempo seguro.

N°	Modelo	Rigidez	Máxima deflexión	Configuración de laminado	Momento en la rodilla	Activaciones musculares	
						Biceps femoral	Iliopsas
1	Inicial	204 N/mm	4.02 mm	[0 45 -45 0] _s	7 N-m	0.67	0.97
2	Primera Iteración	1.023 N/mm	0.82 mm	[0 0 0 0 30 -30 90] _s	4 N-m	0.74	1
3	Segunda Iteración	607.81 N/mm	1.435 mm	[0 0 30 -30 45 -45 90] _s	5 N-m	0.72	0.99
4	Tercera Iteración	252 N/mm	3.65 mm	[0 30 -30 45 -45] _s	7 N-m	0.68	0.97

Tabla 3.8 Resultado de las cuatro configuraciones propuestas con propiedades de rigidez, deflexión y configuración de laminado, momento de la rodilla y activaciones musculares.

Fuente: Elaboración propia

La **Tabla 3.7** muestra las diferencias más relevantes de cada modelo. El modelo N°1 tiene una baja rigidez como consecuencia de la configuración del laminado, además brinda una mejora del momento en la rodilla del pie amputado de ~35% en comparación al modelo N°1 (con rigidez 1023 N/mm). Asimismo, se consigue disminuir las activaciones musculares en el músculo bíceps femoral en un ~12% en comparación al modelo N°1. Por su parte, el análisis de activaciones en el músculo Iliopsas no presentó diferencias significativas en todos los modelos propuestos. Por otro lado, los modelos N°1 y N°2 no presentaron diferencias relevantes en el análisis biomecánico. Por ello se puede afirmar que desde el punto de vista mecánico (análisis de elementos finitos), todos los modelos cumplen con el propósito de brindar seguridad estructural. Sin embargo, los modelos N°1 y N°4 poseen las mejores propiedades de almacenar energía.

El modelo N°4 fue elegido como el modelo óptimo debido a que tiene mejores propiedades mecánicas en todos los sentidos (cuasi-isotrópico), brindando mayor seguridad estructural, ya que cuenta con 10 laminados que hacen un total de 9.5 mm de espesor. Asimismo, al hacer el análisis biomecánico se encontraron pocas diferencias de momento en la rodilla del pie amputado y las activaciones de los músculos bíceps femoral e iliopsas respectivamente. A continuación se presentan los principales atributos del modelo final de prótesis transtibial después de realizar los análisis biomecánicos y de elementos finitos.

N°	Modelo	Rigidez	Máxima deflexión	Configuración de laminado	Momento en la rodilla	Activaciones musculares	
						Bíceps femoral	Iliopsas
4	Tercera Iteración	252 N/mm	3.65 mm	[0 30 -30 45 -45] _s	7 N-m	0.68	0.97

Tabla 3.9 Resultado del modelo final de la prótesis transtibial con las propiedades de rigidez, deflexión y configuración de laminado, momento de la rodilla y activaciones musculares.

Fuente: Elaboración propia

CONCLUSIONES

El pie protésico diseñado en la presente tesis constituye el primer prototipo computacional diseñado mediante el análisis multi-escala de un material compuesto de matriz poliéster reforzado con fibras naturales extraídas del Ichu (*Stipa Obtusa*). Esta prótesis representa un avance para el diseño de productos sostenibles con materiales alternativos eco-amigables y de gran abundancia en la sierra de nuestro territorio nacional, como es el caso de la fibra de *Stipa Obtusa*.

Se determinó que las propiedades mecánicas del material bio-compuesto de matriz polimérica reforzado con fibras naturales extraídas de la especie *Stipa Obtusa*, mediante el análisis micromecánico de microestructura realista, proporcionó buena predicción de las constantes ingenieriles ortotrópicas de un laminado unidireccional donde E_{11} , E_{22} y E_{33} tienen los valores de 10.55 (GPa), 4.051 (GPa) y 4.358 (GPa) respectivamente. Por otra parte, para los módulos de rigidez, G_{12} , G_{23} y G_{31} , se obtuvieron los valores de 1.342 (GPa), 1.259 (GPa) y 1.485 (GPa) respectivamente. Estos resultados muestran interesantes propiedades mecánicas, dejando las bases establecidas para su aplicación estructural del material compuesto en diversos sectores industriales con el objetivo de sustituir paulatinamente las fibras sintéticas. Asimismo, nos permite obtener resultados preliminares rápidos con un bajo costo computacional y de recursos en comparación de los procesos tradicionales de cálculos de propiedades mecánicas.

Se analizó cuatro configuraciones de laminados para la prótesis transtibial mediante el análisis de esfuerzos, deformaciones y aplicación de un criterio de falla para materiales compuestos. Todas las configuraciones de prótesis presentados cumplen con la funcionalidad estructural deseada, demostrando que el diseño con materiales compuestos se puede optimizar cambiando el número de laminados o la dirección de las mismas.

Se evaluó las diversas configuraciones de prótesis transtibiales que determinaron que el modelo de pie protésico que redujo las activaciones musculares durante la marcha humana fue el modelo N°4 con un espesor de 9.5 mm, 10 laminados de material bio-compuesto,

rigidez de 252 N/mm, deflexión máxima de 3.65 mm durante la etapa de bipedestación. El resultado del presente estudio muestra una metodología para el diseño de una prótesis transtibial óptima para disminuir las activaciones musculares durante la marcha humana. La misma que se puede implementar para el diseño de diversos dispositivos médicos que no solo sean funcionales, sino también que tengan el mínimo impacto en la salud del usuario; permitiendo al mismo tiempo, iterar modelos de dispositivos reduciendo tiempo y costos con buenos resultados. De este modo, se demostró que emplear métodos computacionales biomecánicos y de elementos finitos se puede diseñar prótesis transtibiales sostenibles y óptimas.

TRABAJOS A FUTURO

Se recomienda que investigaciones futuras fabriquen la prótesis transtibial presentada en el siguiente estudio y analizar el impacto de la prótesis sobre el paciente como medio de comparación con los resultados presentados.

Asimismo, extender el uso de la micromecánica con el fin de predecir mecanismos de falla en materiales compuestos que son por si complejos. Es decir utilizar el segundo objetivo de la micromecánica conocido como deshomogenización. Además, fabricar materiales compuestos híbridos con fibras naturales y evaluarlas computacionalmente con la micromecánica para evaluar las propiedades efectivas del material.

Finalmente, extender el desarrollo de códigos computacionales para la solución de problemas multi-escala como los propuestos por el CUF en forma conjunta con el MSG.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] R. Laban y L. Ullmann, *El dominio del movimiento*. Fundamentos, 1987.
- [2] R. La, O. Ramos, L. Alfredo, y D. B. Cardoso, “Rehabilitación del Amputado de Miembro Inferior”, *Med. Rehabil. Cuba.*, pp. 1–41, 2005.
- [3] INEI, “Características de la Población con Discapacidad”, *Inst. Nac. Estadística e Informática*, p. 97, 2015.
- [4] E. A. Valdivia, H. Manrique, S. Indacochea, S. Seclen, & O. Chucos, “Compendio de diabetes en el Perú”, *Liga Int. la diabetes Perú.*, p. 13, 2016.
- [5] G. Mcgimpsey y T. C. Bradford, “Limb Prosthetics Services and Devices Critical Unmet Need: Market Analysis”, Massachusetts, 2017.
- [6] C. Carrillo, A. Garzón, y H. Suárez, “Diseño y Fabricación de una Prótesis de Pie de Respuesta Dinámica en Fibra de Carbono”, pp. 1233–1234, 2007.
- [7] S. K. Au, J. Weber, y H. Herr, “Powered ankle-foot prosthesis improves walking metabolic economy”, *IEEE Trans. Robot.*, vol. 25, núm. 1, pp. 51–66, 2009.
- [8] G.-P. Brüggemann, A. Arampatzis, F. Emrich, y W. Potthast, “Biomechanics of double transtibial amputee sprinting using dedicated sprinting prostheses”, *Sport. Technol.*, vol. 1, núm. 4–5, pp. 220–227, 2009.
- [9] F. La mantia y M. Morreale, “Composites Part A: Applied Science and Manufacturing”, en *Green composite: A brief review*, Primera., 2011, pp. 579–588.
- [10] F. M. AL-Oqla y S. M. Sapuan, “Natural fiber reinforced polymer composites in industrial applications: feasibility of date palm fibers for sustainable automotive industry”, *J. Clean. Prod.*, vol. 66, pp. 347–354, mar. 2014.
- [11] J. A. Foulk, D. E. Akin, y R. B. Dodd, “New Low Cost Flax Fibers for Composites”, New York, 2000, mar. 2000.
- [12] O. Sen, S. Davis, G. Jacobs, y H. S. Udaykumar, “Evaluation of convergence behavior of metamodeling techniques for bridging scales in multi-scale multimaterial

simulation”, *J. Comput. Phys.*, vol. 294, pp. 585–604, ago. 2015.

- [13] H. Badillo Almaraz, “Numerical modelling based on the multiscale homogenization theory. Application in composite materials and structures”, Universitat Politècnica de Catalunya, 2012.
- [14] M. A. Pérez y M. Sánchez, “Fundamentos de la mecánica de los materiales compuestos”, *Apl. Av. los Mater. compuestos en la obra Civ. y la Edif.*, pp. 19–50, 2014.
- [15] S. Oller, J. Miquel Canet, y F. Zalamea, “Composite Material Behavior Using a Homogenization Double Scale Method”, *J. Eng. Mech.*, vol. 131, núm. 1, pp. 65–79, ene. 2005.
- [16] J. A. Paredes, A. H. Barbat, y S. Oller, “A compression–tension concrete damage model, applied to a wind turbine reinforced concrete tower”, *Eng. Struct.*, vol. 33, núm. 12, pp. 3559–3569, dic. 2011.
- [17] F. Montero-Chacón *et al.*, “Multiscale thermo-mechanical analysis of multi-layered coatings in solar thermal applications”, *Finite Elem. Anal. Des.*, vol. 127, pp. 31–43, may 2017.
- [18] A. Almagableh, F. M. AL-Oqila, y M. A. Omari, “Predicting the Effect of Nano-Structural Parameters on the Elastic Properties of Carbon Nanotube-Polymeric based Composites”, *Int. J. Performability Eng.*, vol. 13, núm. 1, pp. 73–86, ene. 2017.
- [19] F. M. AL-Oqila y M. A. Omari, “Sustainable Biocomposites: Challenges, Potential and Barriers for Development”, Springer, Cham, 2017, pp. 13–29.
- [20] F. M. AL-Oqila, A. Almagableh, y M. A. Omari, “Design and Fabrication of Green Biocomposites”, 2017, pp. 45–67.
- [21] H. M. Herr y A. M. Grabowski, “Bionic ankle-foot prosthesis normalizes walking gait for persons with leg amputation”, *Proc. R. Soc. B Biol. Sci.*, vol. 279, núm. 1728, pp. 457–464, 2012.
- [22] P. Javier, G. Páez, y L. Montero Ramirez, “Diseño De Pie Protésico De Reacción

Dinámica Elaborado Con Materiales Compuestos”, Universidad Pedagógica Nacional, 2013.

- [23] L. M. Mooney, C. H. Lai, y E. J. Rouse, “Design and characterization of a biologically inspired quasi-passive prosthetic ankle-foot”, *2014 36th Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBC 2014*, núm. August 2014, pp. 1611–1617, 2014.
- [24] C. Piazza *et al.*, “Toward an adaptive foot for natural walking”, *IEEE-RAS Int. Conf. Humanoid Robot.*, pp. 1204–1210, 2016.
- [25] Z. Qaiser, L. Kang, y S. Johnson, “Design of a bioinspired tunable stiffness robotic foot”, *Mech. Mach. Theory*, vol. 110, núm. December, pp. 1–15, 2017.
- [26] F. Gao, Y. Liu, y W.-H. Liao, “Design of Powered Ankle-Foot Prosthesis With Nonlinear Parallel Spring Mechanism”, *J. Mech. Des.*, vol. 140, núm. 5, p. 055001, 2018.
- [27] V. María José Espinoza y S. Daniela García, “Niveles de amputación en extremidades inferiores: repercusión en el futuro del paciente”, *Rev. Médica Clínica Las Condes*, vol. 25, núm. 2, pp. 276–280, 2014.
- [28] INEI, “Primera Encuesta Nacional Especializada sobre Discapacidad 2012”, p. 4, 2014.
- [29] C. E, “Diabetes causa 7 de cada 10 amputaciones de pies y piernas”, *Comercio*, Lima, p. 2, 04-nov-2014.
- [30] C. Arce, “Niveles de Amputación”, *Arcew*, 2015. [En línea]. Disponible en: <http://www.arcesw.com/niveles.htm>. [Consultado: 02-sep-2018].
- [31] D. K. Blough, S. Hubbard, L. V. McFarland, D. G. . Smith, J. M. Gambel, y G. E. Reiber, “Prosthetic cost projections for servicemembers with major limb loss from Vietnam and OIF/OEF”, *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 47, núm. 4, pp. 387–402, 2010.
- [32] C. Reynel, “Guía de identificación de las plantas comunes del derecho de vía del ducto de Perú LNG”, Lima, 2012.
- [33] S. Moori y S. Charca, “Assessment of Ichu Fibers Extraction and Their Use as

Reinforcement in Composite Materials”, *Nat. Fibers*, p. 37, 2018.

- [34] W. Yu, “An Introduction to Micromechanics”, *Appl. Mech. Mater.*, vol. 828, pp. 3–24, mar. 2016.
- [35] R. Hill, “The Elastic Behaviour of a Crystalline Aggregate”, *Proc. Phys. Soc. Sect. A*, vol. 65, núm. 5, pp. 349–354, may 1952.
- [36] Z. Hashin y S. Shtrikman, “A variational approach to the theory of the elastic behaviour of polycrystals”, *J. Mech. Phys. Solids*, vol. 10, núm. 4, pp. 343–352, oct. 1962.
- [37] Y. Benveniste, “A new approach to the application of Mori-Tanaka’s theory in composite materials”, *Mech. Mater.*, vol. 6, núm. 2, pp. 147–157, jun. 1987.
- [38] W. Yu, “Structure Genome: Fill the Gap between Materials Genome and Structural Analysis”, en *56th AIAA/ASCE/AHS/ASC Structures, Structural Dynamics, and Materials Conference*, 2015.
- [39] X. Xiong *et al.*, “Finite element models of natural fibers and their composites: A review”, *J. Reinf. Plast. Compos.*, vol. 37, núm. 9, pp. 617–635, may 2018.
- [40] Y. Cao, “Representative Volume Element (RVE) Finite-Element Analysis (FEA) of Al Metal-matrix Composites”, *Theses Diss.*, ago. 2016.
- [41] F. Farukh, L. G. Zhao, R. Jiang, P. Reed, D. Proppentner, y B. A. Shollock, “Realistic microstructure-based modelling of cyclic deformation and crack growth using crystal plasticity”, *Comput. Mater. Sci.*, vol. 111, pp. 395–405, ene. 2016.
- [42] H. J. Kim, J. W. Fernandez, M. Akbarshahi, J. P. Walter, B. J. Fregly, y M. G. Pandy, “Evaluation of predicted knee-joint muscle forces during gait using an instrumented knee implant”, *J. Orthop. Res.*, vol. 27, núm. 10, pp. 1326–1331, oct. 2009.
- [43] K. M. Steele, M. S. DeMers, M. H. Schwartz, y S. L. Delp, “Compressive tibiofemoral force during crouch gait”, *Gait Posture*, vol. 35, núm. 4, pp. 556–560, abr. 2012.
- [44] T. W. Dorn, J. M. Wang, J. L. Hicks, y S. L. Delp, “Predictive Simulation Generates Human Adaptations during Loaded and Inclined Walking”, *PLoS One*, vol. 10, núm.

4, p. e0121407, abr. 2015.

- [45] R. Zmitrewicz, R. Neptune, y K. Sasaki, “Mechanical energetic contributions from individual muscles and elastic prosthetic feet during symmetric unilateral transtibial amputee walking: a theoretical study”, *J. Biomech. Eng.*, vol. 40, pp. 1824–1831, 2007.
- [46] M. L. Handford y M. Srinivasan, “Robotic lower limb prosthesis design through simultaneous computer optimizations of human and prosthesis costs”, *Nat. Publ. Gr.*, núm. September 2015, pp. 1–7, 2016.
- [47] J. A. Vélez Zéa, “Desarrollo de un algoritmo computacional para la predicción de fuerzas y momentos en la interfaz socket-extensión femoral durante el ciclo completo de la marcha para amputados transfemorales”, Universidad Nacional de Colombia, 2014.
- [48] C. Silva, “Modelamiento de la marcha huaman con prótesis de miembro inferior mediante herramientas de simulación dinámica (‘Una aplicación en Opensim’)”, Universidad Nacional de Colombia, 2015.
- [49] A. M. Willson, “A Quasi-Passive Biarticular Prosthesis and Novel Musculoskeletal Model for Transtibial Amputees”, University of Washington, 2017.
- [50] S. Daniela García y V. María José Espinoza, “Avances en prótesis: una mirada al presente y al futuro”, *Rev. Médica Clínica Las Condes*, vol. 25, núm. 2, pp. 281–285, 2014.
- [51] A. Forssmann, “Sofisticación en el Antiguo Egipto: una prótesis de hace 3.000 años”, 2017. [En línea]. Disponible en: http://www.nationalgeographic.com.es/historia/actualidad/sofisticacion-antiguo-egipto-una-protesis-hace-3000-anos_11639. [Consultado: 20-may-2018].
- [52] D. E. La, “Real academia nacional de medicina”, *Real Acad. Nac. Med.*, vol. Tomo 120, núm. Cuaderno 3º, p. 489 a 497, 2003.
- [53] A. Lapalome, “Historia de la Ingeniería Biomédica timeline | Timetoast timelines”,

Science and Technology, 2016. [En línea]. Disponible en: <https://www.timetoast.com/timelines/evolucion-de-protesis>. [Consultado: 29-may-2018].

- [54] C. Zaldívar Sobrado, Universidad Nacional Mayor de San Marcos. Fondo Editorial., Banco Central de Reserva del Perú., y Sociedad Peruana de Ortopedia y Traumatología., *Historia de la ortopedia y de la traumatología en el Perú*. Universidad Nacional Mayor de San Marcos, Fondo Editorial, 2002.
- [55] A. J. Thurston, “Pare and prosthetics: The early history of artificial limbs”, *ANZ J. Surg.*, vol. 77, núm. 12, pp. 1114–1119, 2007.
- [56] quatrato, “Las prótesis: Restauración del individuo”, *Ciencia y Desarrollo. El conocimiento a tu alcance*, 2013. [En línea]. Disponible en: <http://www.cyd.conacyt.gob.mx/196/Articulos/Lasprotesis/Lasprotesis01.htm>. [Consultado: 29-may-2018].
- [57] M. Nieto, “Evolución Histórica del Tratamiento de las Escoliosis por Métodos no cruentos: Los medios ortopédicos mecánicos empleados desde los orígenes hasta 1914”, Universidad Complutense de Madrid, 2002.
- [58] P. Hernigou, “Fathers of orthopaedics in Germany (eighteenth and early nineteenth centuries): Lorenz Heister in Helmsted; Johann Friedrich Dieffenbach in Berlin; Heine and family in Würzburg”, *Int. Orthop.*, vol. 40, núm. 2, pp. 425–431, feb. 2016.
- [59] C. Á. Peña, J. L. M. Rodríguez, V. V. Roa, Y. S. C. Pérez, y C. a. C. Méndez, “Diseño de prótesis externa de rodilla”, núm. September 2015, pp. 1–11, 2010.
- [60] K. Galli y S. Pelozo, “Órtesis y prótesis Monografía Auditoria medica 2017”, p. 12, 2012.
- [61] R. C. Sweet, “Prosthetic Body Parts in Literature and Culture , 1832 to 1908”, University of Exeter, 2016.
- [62] P. Tropea, A. Mazzoni, S. Micera, y M. Corbo, “Giuliano Vanghetti and the innovation of ‘cineplastic operations’”, *Neurology*, vol. 89, núm. 15, pp. 1627–1632, 2017.

- [63] J. Hamill, “Biomechanics Curriculum: Its Content and Relevance to Movement Sciences”, *Quest*, vol. 59, pp. 25–33, 2007.
- [64] H. Alvarez, “Modelado y optimización de una placa (implante) para sujeción de injerto en la columna vertebral por el metodo de los elementos finitos”, Pontificia Universidad Catolica del Peru, 2003.
- [65] A. K. Mohanty, M. Misra, y L. T. Drzal, “Sustainable Bio-Composites from Renewable Resources: Opportunities and Challenges in the Green Materials World”, *J. Polym. Environ.*, vol. 10, núm. 1/2, pp. 19–26, 2002.
- [66] A. Rudin y P. Choi, *The Elements of Polymer Science & Engineering*. Elsevier Science, 2012.
- [67] Z. N. Terzopoulou, G. Z. Papageorgiou, E. Papadopoulou, E. Athanassiadou, E. Alexopoulou, y D. N. Bikiaris, “Green composites prepared from aliphatic polyesters and bast fibers”, *Ind. Crops Prod.*, vol. 68, pp. 60–79, jun. 2015.
- [68] H. Cheung, M. Ho, y F. Cardona, “Natural fibre-reinforced composites for bioengineering and environmental engineering applications”, *Compos. Part B Eng.*, vol. 40, núm. 7, pp. 655–663, oct. 2009.
- [69] M. J. John y S. Thomas, “Biofibres and biocomposites”, *Carbohydr. Polym.*, vol. 71, núm. 3, pp. 343–364, feb. 2008.
- [70] F. Signori, M. Pelagaggi, S. Bronco, y M. C. Righetti, “Amorphous/crystal and polymer/filler interphases in biocomposites from poly(butylene succinate)”, *Thermochim. Acta*, vol. 543, pp. 74–81, sep. 2012.
- [71] R. Hill, “Elastic properties of reinforced solids: Some theoretical principles”, *J. Mech. Phys. Solids*, vol. 11, núm. 5, pp. 357–372, sep. 1963.
- [72] P. Balthazard, D. Currat, y F. Degache, “Fundamentos de biomecánica”, *EMC - Kinesiterapia - Med. Física*, vol. 36, núm. 4, pp. 1–8, 2015.
- [73] D. Knudson, *Fundamentals of Biomechanics*, Second Edi. California: Springer, 2012.
- [74] T. G. McPoil y H. G. Knecht, “Biomechanics of the foot in walking: a function

approach”, *J Orthop Sport. Phys Ther*, vol. 7, núm. 2, pp. 69–72, 1985.

- [75] G. Tortora y B. Derrickson, *Principios de Anatomía y Fisiología*, 13 Edición. Mexico DF: Panamericana, 2006.
- [76] F. Martini, *Atlas de Anatomía Humana*, Sexta Edic. Madrid: Perason Addison, 2015.
- [77] S. Vishram, *Anatomy of Abdomen and Lower Limb*, First Edit. Delhi: New Delhi, 2011.
- [78] A. V. Voegeli, “Anatomía funcional del tobillo y el pie”, *Rev Esp Reum.*, vol. 30, núm. 9, pp. 469–77, 2003.
- [79] I.A.Kapandji, *Fisiología Articular*, Quinta edi. La Mancha: Editorial Medica Panamericana, 2003.
- [80] E. Jordán, “Optimización de los resultados de reconstrucción plantar mediante la utilización de podobarografía y simulación computacional”, Universidad de Zaragoza, 2017.
- [81] A. Gilroy, B. MacPherson, y L. Ross, *Atlas of Anatomy*, Second. New York: Thieme Medical, 2012.
- [82] J. H. Hicks, “The mechanics of the foot. II. The plantar aponeurosis and the arch.”, *J. Anat.*, vol. 88, núm. 1, pp. 25–30, ene. 1954.
- [83] M. J. Manfredi-Márquez, N. Tovaruela-Carrión, P. Távara-Vidalón, G. Domínguez-Maldonado, L. M. Fernández-Seguín, y J. Ramos-Ortega, “Three-dimensional variations in the lower limb caused by the windlass mechanism.”, *PeerJ*, vol. 5, p. e4103, 2017.
- [84] P. A. Houglum, D. Bertoti, y S. Brunnstrom, *Brunnstrom’s clinical kinesiology*. F.A. Davis, 2012.
- [85] M. Nordin y V. Frankel, *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*, Third Edit. Lippincott Williams & Wilkins, 2014.
- [86] C. L. Brockett y G. J. Chapman, “Biomechanics of the ankle”, *Orthop. Trauma*, vol.

30, núm. 3, pp. 232–238, 2016.

- [87] S. K. Grimston, B. M. Nigg, D. A. Hanley, y J. R. Engsberg, “Differences in Ankle Joint Complex Range of Motion as a Function of Age”, *Foot Ankle*, vol. 14, núm. 4, pp. 215–222, may 1993.
- [88] A. Blanco, R. F. Vázquez Bautista, G. Vela- Váldes, E. Quintero Marmol, y G. López López, “Control de un prototipo virtual de una máquina de rehabilitación de tobillo”, Universidad de Antioquia, Medellín, 67, 2013.
- [89] A. Viladot Voegeli, *Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor*, Primera Ed. Madrid: Springer, 2001.
- [90] V. T. Inman, H. J. (Henry J. Ralston, F. Todd, y J. C. Lieberman, *Human walking*. Williams & Wilkins, 1981.
- [91] M. Kanthi, V. George, y H. Mruthyunjaya, “Embedded System Design to Control Active Ankle Foot Orthosis”, *Consum. Electron. Times*, vol. 3, núm. 1, pp. 206–214, 2014.
- [92] J. Perry, *Gait analysis : normal and pathological function*. SLACK, 1992.
- [93] R. C. Miralles Marrero, I. Miralles Rull, y M. Puig Conillera, *Biomecánica clínica de los tejidos y las articulaciones del aparato locomotor*, Segunda. Madrid: Masson, 2005.
- [94] K. L. Moore, A. F. Dailey, y A. M. R. Agur, *Anatomía con orientación clínica*, 7ma Edició. Barcelona, 2013.
- [95] M. 3Sanz y Carmen E, “Marcha Patológica”, *Rev. del pie y tobillo. Tomo XVII*, vol. 1, 2003.
- [96] J. R. Gage, “An overview of normal walking.”, *Instr. Course Lect.*, vol. 39, pp. 291–303, 1990.
- [97] P.-A. Willems, B. Schepens, y C. Detrembleur, “Marcha normal”, *EMC - Kinesiterapia - Med. Física*, vol. 33, núm. 2, pp. 1–29, 2012.

- [98] J. Sánchez Lacuesta y J. Prat, *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*. Instituto de Biomecánica de Valencia, 1999.
- [99] A. I. Agudelo, T. J. Briñez, V. Guarín, y J. P. Ruiz, “Marcha: descripción, métodos, herramientas de evaluación y parámetros de normalidad reportados en la literatura”, *CES Mov. y Salud*, vol. 1, núm. 1, pp. 29–43, 2013.
- [100] J. R. Gage, “Surgical treatment of knee dysfunction in cerebral palsy.”, *Clin. Orthop. Relat. Res.*, núm. 253, pp. 45–54, abr. 1990.
- [101] E. Viel, *La marcha humana, la carrera y el salto: biomecánica, exploraciones, normas y alteraciones*. Masson, 2002.
- [102] A. Nene, R. Mayagoitia, y P. Veltink, “Assessment of rectus femoris function during initial swing phase”, *Gait Posture*, vol. 9, núm. 1, pp. 1–9, 1999.
- [103] M. P. Murray, “Gait as a total pattern of movement.”, *American journal of physical medicine*, vol. 46, núm. 1. pp. 290–333, 1967.
- [104] M. Ponce, “Niveles de evolución de los trastornos de la marcha en pacientes con ataxia”, Univesidad Fasta, 2014.
- [105] J. Martin, A. Pollock, y J. Hettinger, “Microprocessor lower limb prosthetics: Review of current state of the art”, *J. Orthotists annd Prosthetists*, vol. 22, núm. 3, pp. 183–193, 2010.
- [106] R. A. R. C. Gopura, D. S. V. Bandara, K. Kiguchi, y G. K. I. Mann, “Developments in hardware systems of active upper-limb exoskeleton robots: A review”, *Rob. Auton. Syst.*, vol. 75, pp. 203–220, 2016.
- [107] L. Puglisis y H. Moreno, “Protesis roboticas”, Madrid, 2012.
- [108] T. Weerakkody, T. Dulantha, y R. Gopura, “Adaptive Foot in Lower-Limb Prostheses”, *J. Robot. Robot. Prosthet. Limbs*, vol. 2017, pp. 51–65, 2017.
- [109] C. Carmona, “Análisis numérico y experimental de protesis Flex-Run”, Instituto Poltecnico Nacional, 2016.

- [110] S. M. Behrens, R. Unal, E. E. G. Hekman, R. Carloni, S. Stramigioli, y H. F. J. M. Koopman, “Design of a fully-passive transfemoral prosthesis prototype”, *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*, núm. August 2011, pp. 591–594, 2011.
- [111] E. Nickel, J. Sensinger, y A. Hansen, “Passive prosthetic ankle-foot mechanism for automatic adaptation to sloped surfaces”, *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 51, núm. 5, pp. 803–814, 2014.
- [112] L. Ramos, “Diseño conceptual de una prótesis deportiva de miembro inferior”, Universidad Autónoma de México, 2017.
- [113] J. M. Caputo y S. H. Collins, “A Universal Ankle–Foot Prosthesis Emulator for Human Locomotion Experiments”, *J. Biomech. Eng.*, vol. 136, núm. 3, p. 035002, 2014.
- [114] D. Dong, W. Ge, S. Liu, F. Xia, y Y. Sun, “Design and optimization of a powered ankle-foot prosthesis using a geared five-bar spring mechanism”, *Int. J. Adv. Robot. Syst.*, vol. 14, núm. 3, 2017.
- [115] E. C. Sebastián, “Análisis de criterios de fallo para materiales compuestos”, Universidad Politécnica de Valencia, 2016.
- [116] A. Besednjak, “Materiales Compuestos Procesos de fabricación de embarcaciones”, UPC, Barcelona, 2005.
- [117] E. Kaxiras, W. D. Callister, y D. G. Rethwisch, “Materials Science”, *Comput. Sci. Eng. Chapter 14.*, vol. 3, núm. 6, p. 960, 2014.
- [118] J. Á. Peñaloza, “Elaboración de materiales compuestos a base de fibras orgánicas con posibles aplicaciones aeronáuticas.”, Instituto Politécnico Nacional, 2015.
- [119] F. Stupenengo, “Materiales y materias primas - Materiales compuestos”, en *Materiales y materias primas*, Primera Ed., J. Kirschenbaum, Ed. Buenos Aires: Tecnológica, Instituto Nacional de Educación, 2011, pp. 7–11.
- [120] F. Otero, S. Oller, y X. Martínez, “Multiscale Computational Homogenization: Review and Proposal of a New Enhanced-First-Order Method”, *Arch. Comput.*

Methods Eng., vol. 25, núm. 2, pp. 479–505, abr. 2018.

- [121] E. J. Pineda, B. A. Bednarczyk, A. M. Waas, y S. M. Arnold, “Progressive failure of a unidirectional fiber-reinforced composite using the method of cells: Discretization objective computational results”, *Int. J. Solids Struct.*, vol. 50, núm. 9, pp. 1203–1216, may 2013.
- [122] A. G. de Miguel, A. Pagani, W. Yu, y E. Carrera, “Micromechanics of periodically heterogeneous materials using higher-order beam theories and the mechanics of structure genome”, *Compos. Struct.*, vol. 180, pp. 484–496, nov. 2017.
- [123] T. I. Zohdi y P. Wriggers, *An introduction to computational micromechanics*. Springer, 2008.
- [124] A. C. Meira Castro *et al.*, “Sustainable waste recycling solution for the glass fibre reinforced polymer composite materials industry”, *Constr. Build. Mater.*, vol. 45, pp. 87–94, ago. 2013.
- [125] T. Corbière-Nicollier, B. Gfeller Laban, L. Lundquist, Y. Leterrier, J.-A. . Månson, y O. Jolliet, “Life cycle assessment of biofibres replacing glass fibres as reinforcement in plastics”, *Resour. Conserv. Recycl.*, vol. 33, núm. 4, pp. 267–287, nov. 2001.
- [126] M. R. Yates y C. Y. Barlow, “Life cycle assessments of biodegradable, commercial biopolymers—A critical review”, *Resour. Conserv. Recycl.*, vol. 78, pp. 54–66, sep. 2013.
- [127] H. Ku, H. Wang, N. Pattarachaiyakoo, y M. Trada, “A review on the tensile properties of natural fiber reinforced polymer composites”, *Compos. Part B Eng.*, vol. 42, núm. 4, pp. 856–873, jun. 2011.
- [128] A. L. de Lemos *et al.*, “Biocomposites reinforced with natural fibers: thermal, morphological and mechanical characterization”, *Matéria (Rio Janeiro)*, vol. 22, núm. 2, jul. 2017.
- [129] Marta Gil Paban, “Caracterización de las propiedades mecánicas de materiales compuestos fabricados con fibras de platanera.”, Universidad de la laguna, 2014.

- [130] J. I. Fajardo Seminario, “Determinación del estado de orientación de fibras cortas, mediante procesamiento digital de imágenes, en un compuesto termoplástico polipropileno/bambú moldeado por inyección”, Universidad Pontificia Bolivariana, 2015.
- [131] K. G. Satyanarayana, G. G. C. Arizaga, y F. Wypych, “Biodegradable composites based on lignocellulosic fibers—An overview”, *Prog. Polym. Sci.*, vol. 34, núm. 9, pp. 982–1021, sep. 2009.
- [132] F. R. Valencia y C. Montoya, “Caracterización y validación mecánica de biocomposites para la construcción de pequeñas embarcaciones . Análisis del ciclo de vida”, vol. 1, pp. 1–4, 2017.
- [133] F. M. AL-Oqla y M. A. Omari, “Sustainable Biocomposites: Challenges, Potential and Barriers for Development”, Springer, Cham, 2017, pp. 13–29.
- [134] N. A. M. Aridi, S. M. Sapuan, E. S. Zainudin, y F. M. AL-Oqla, “Mechanical and morphological properties of injection-molded rice husk polypropylene composites”, *Int. J. Polym. Anal. Charact.*, vol. 21, núm. 4, pp. 305–313, may 2016.
- [135] M. Tapia, *Pastos Naturales del Altiplano de Perú y Bolivia*, Primera Ed. Quito: Programa de Investigación Zona Andina, 1971.
- [136] ITIS, “ITIS Standard Report Page: *Stipa obtusa*”, *Taxonomy*, 2014. [En línea]. Disponible en: https://www.itis.gov/servlet/SingleRpt/SingleRpt?search_topic=TSN&search_value=795596#null. [Consultado: 08-sep-2018].
- [137] S. Charca, J. Noel, J. Flores, A. Guzman, C. Renteros, y J. Tumialan, “Assessment of Ichu Fibers as Non-Expensive Thermal Insulation System for the Andean Regions”, Lima, 2015.
- [138] R. F. Gibson, *Principles of Composite Material Mechanics*, Fourth Edi., núm. 205. New York: CRC Press/Taylor & Francis Group, LLC, 2016.
- [139] I. M. Daniel y O. Ishai, *Engineering Mechanics of Composite Materials*, Second Edi.

New York: Oxford University Press, 2006.

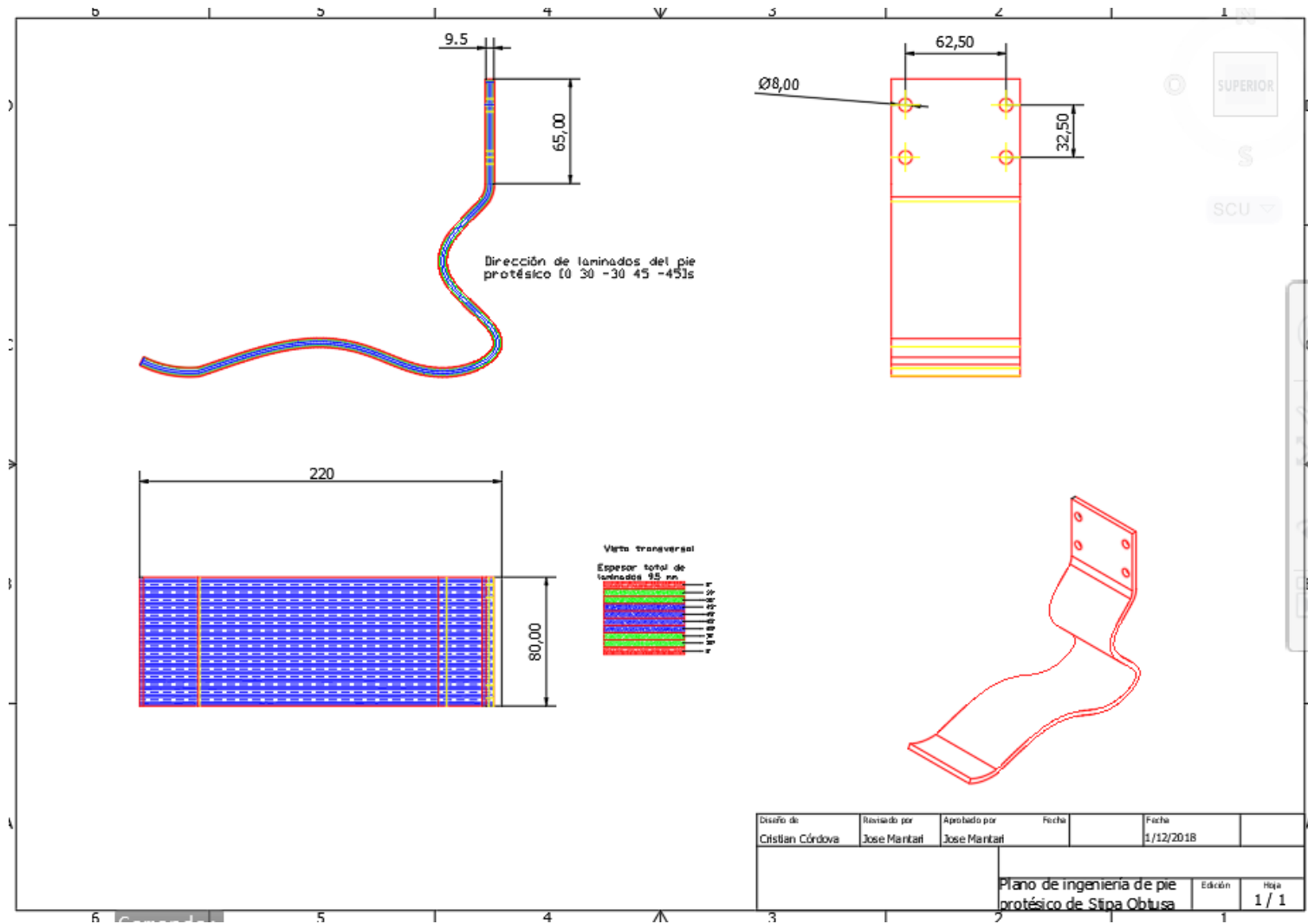
- [140] C. Bouvet, *Mechanics of Aeronautical Composite Materials*, First. London: ISTE, 2017.
- [141] R. Davoodi y G. E. Loeb, “A Software Tool for Faster Development of Complex Models of Musculoskeletal Systems and Sensorimotor Controllers in Simulink™”, *J. Appl. Biomech.*, vol. 18, núm. 4, pp. 357–365, nov. 2002.
- [142] R. D. Crowninshield, “Use of optimization techniques to predict muscle forces”, *J. Biomech.*, vol. 12, núm. 8, p. 627, ene. 1979.
- [143] R. D. Crowninshield y R. A. Brand, “A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion”, *J. Biomech.*, vol. 14, núm. 11, pp. 793–801, ene. 1981.
- [144] S. L. Delp y J. P. Loan, “A computational framework for simulating and analyzing human and animal movement”, *Comput. Sci. Eng.*, vol. 2, núm. 5, pp. 46–55, 2000.
- [145] University Stanford, “Overview of the OpenSim Workflow - OpenSim Documentation”, *Opensim-Documentation*, 2013. [En línea]. Disponible en: <https://simtk-confluence.stanford.edu/display/OpenSim/Overview+of+the+OpenSim+Workflow>. [Consultado: 10-jun-2018].
- [146] S. L. Delp *et al.*, “OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement”, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 54, núm. 11, pp. 1940–1950, nov. 2007.
- [147] T. W. Lu y J. J. O’Connor, “Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints.”, *J. Biomech.*, vol. 32, núm. 2, pp. 129–34, feb. 1999.
- [148] S. University, *OpenSim Advanced User & Developer Workshop*. California: SimTK, 2011.
- [149] Y. Ieshiro y T. Itoh, “Verification of RRA and CMC in OpenSim”, en *AIP Conference Proceedings*, 2013, vol. 1558, núm. 1, pp. 2155–2158.

- [150] University Standford, “How Inverse Dynamics Works - OpenSim Documentation”, *Simtk*, 2012. [En línea]. Disponible en: <https://simtk-confluence.stanford.edu/display/OpenSim/How+Inverse+Dynamics+Works>. [Consultado: 12-jun-2018].
- [151] V. Cahouët, M. Luc, y A. David, “Static optimal estimation of joint accelerations for inverse dynamics problem solution”, *J. Biomech.*, vol. 35, núm. 11, pp. 1507–1513, nov. 2002.
- [152] H. Hatze, “The inverse dynamics problem of neuromuscular control”, *Biol. Cybern.*, vol. 82, núm. 2, pp. 0133–0141, ene. 2000.
- [153] A. Erdemir, S. McLean, W. Herzog, y A. J. van den Bogert, “Model-based estimation of muscle forces exerted during movements”, *Clin. Biomech.*, vol. 22, núm. 2, pp. 131–154, feb. 2007.
- [154] U. Stanford, “How Static Optimization Works - OpenSim Documentation”, *University Stanford*, 2013. [En línea]. Disponible en: <https://simtk-confluence.stanford.edu/display/OpenSim/How+Static+Optimization+Works>. [Consultado: 20-jun-2018].
- [155] D. G. Thelen, F. C. Anderson, y S. L. Delp, “Generating dynamic simulations of movement using computed muscle control.”, *J. Biomech.*, vol. 36, núm. 3, pp. 321–8, mar. 2003.
- [156] University Standford, “How CMC Works - OpenSim Documentation”, 2013. [En línea]. Disponible en: <https://simtk-confluence.stanford.edu/display/OpenSim/How+CMC+Works>. [Consultado: 20-jun-2018].
- [157] E. Carrera, A. G. de Miguel, y A. Pagani, “Hierarchical theories of structures based on Legendre polynomial expansions with finite element applications”, *Int. J. Mech. Sci.*, vol. 120, pp. 286–300, ene. 2017.
- [158] S. W. Tsai y E. M. Wu, “A General Theory of Strength for Anisotropic Materials”, *J. Compos. Mater.*, vol. 5, núm. 1, pp. 58–80, ene. 1971.

- [159] E. J. Barbero, *Introduction to composite materials design*. CRC Press, 2017.
- [160] Y. L. Yong Li Xu y K. L. Reifsnider, “Micromechanical Modeling of Composite Compressive Strength”, *J. Compos. Mater.*, vol. 27, núm. 6, pp. 572–588, jun. 1993.
- [161] T. K. Uchida, A. Seth, S. Pouya, C. L. Dembia, J. L. Hicks, y S. L. Delp, “Simulating Ideal Assistive Devices to Reduce the Metabolic Cost of Running”, *PLoS One*, vol. 11, núm. 9, p. e0163417, sep. 2016.
- [162] A. K. Silverman y R. R. Neptune, “Muscle and prosthesis contributions to amputee walking mechanics: A modeling study”, *J. Biomech.*, vol. 45, núm. 13, pp. 2271–2278, ago. 2012.

ANEXOS

ANEXO 1: PLANO DE INGENIERÍA DEL PIE PROTÉSICO



ANEXO 2: PLANO DE ENSAMBLE DE PROTESIS TRANSTIBIAL

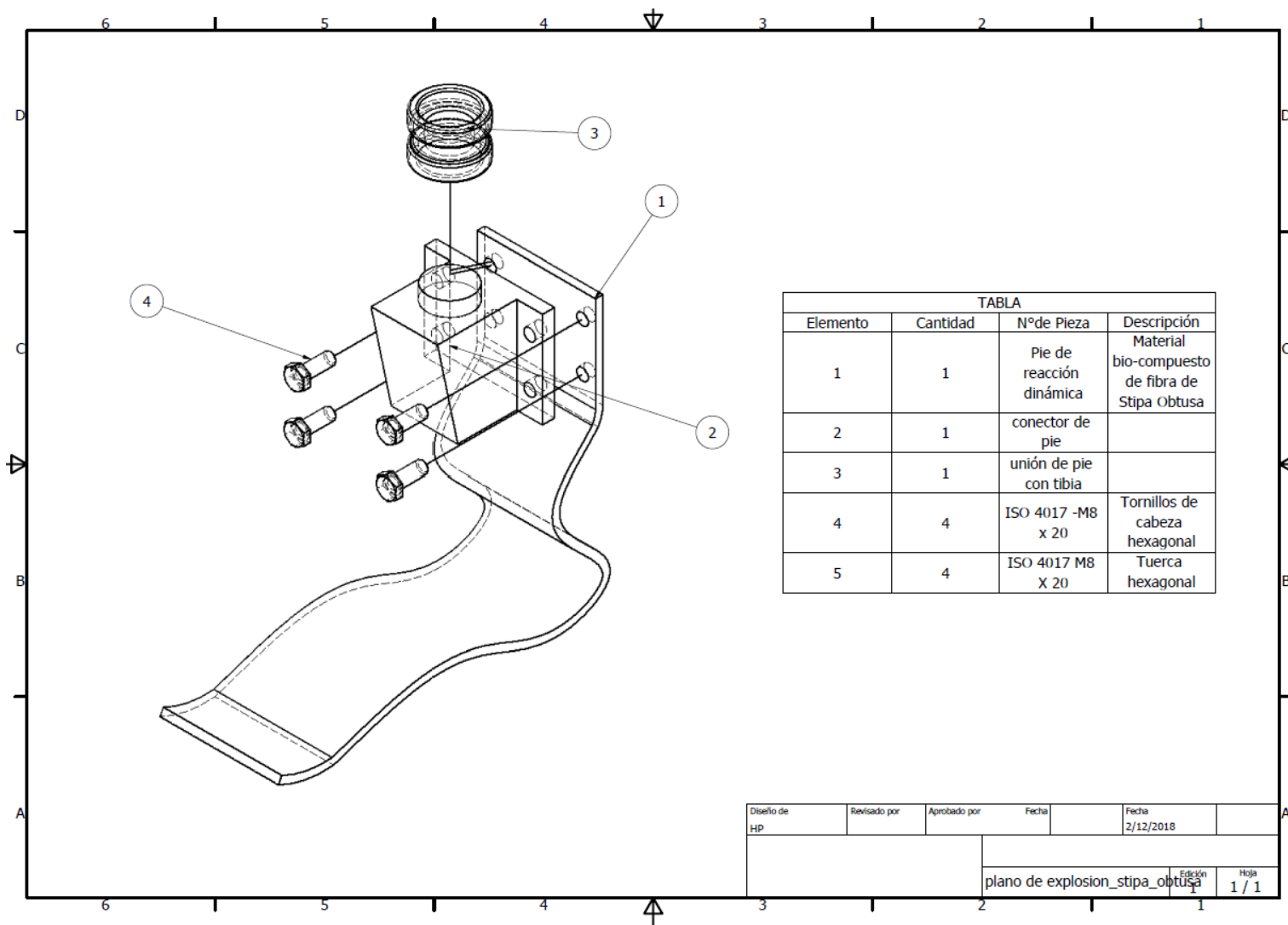


TABLA			
Elemento	Cantidad	Nº de Pieza	Descripción
1	1	Pie de reacción dinámica	Material bio-compuesto de fibra de Stipa Obtusa
2	1	conector de pie	
3	1	unión de pie con tibia	
4	4	ISO 4017 -M8 x 20	Tornillos de cabeza hexagonal
5	4	ISO 4017 M8 X 20	Tuerca hexagonal

Diseño de HP	Revisado por	Aprobado por	Fecha	Fecha 2/12/2018	
			Edición Hoja plano de explosion_stipa_obtusa 1 / 1		

ANEXO 3: PLANO DE CONECTOR DE PIE PROTÉSICO

