

Evaluación Mecánica y Numérica de Laminados Híbridos Reforzados con Fibras Naturales y Sintéticas para Aplicaciones Protésicas

Angel Daniel Castro Franco

Presentado en cumplimiento de los requerimientos
para el grado de

DOCTOR EN CIENCIAS

Aprobado por:

Dra. Miriam Siqueiros Hernández, Director

Dra. Virginia García Angel, Co-Directora



Universidad Autónoma de Baja California
Facultad de Ingeniería Mexicali
Maestría y Doctorado en Ciencias e Ingeniería (MYDCI)

15 de diciembre del 2025

AGRADECIMIENTOS

Primeramente, deseo expresar mi más sincera gratitud a la Universidad Autónoma de Baja California y al programa de Maestría y Doctorado en Ciencias e Ingeniería (MYDCI), Campus Mexicali, Facultad de Ingeniería, por brindarme las herramientas y recursos necesarios para desarrollar y culminar mi trabajo de investigación.

Extiendo también mi agradecimiento a la Secretaría de Ciencia, Humanidades, Tecnología e Innovación (SECIHTI) por el apoyo económico brindado hasta la finalización de mi trabajo.

De manera muy especial, agradezco a la directora de mi proyecto de doctorado, Dra. Miriam Siqueiros Hernández, por su confianza, sus consejos, su guía, su apoyo moral y, más importante aún, por su sincera amistad. Sin su ayuda, la realización de este trabajo y sus productos derivados no habría sido posible. De igual forma, hago extensivo mi agradecimiento a mi codirectora, Dra. Virginia García Angel, por sus consejos, ánimos y apoyo incondicional siempre que lo necesité. Ambas han sido pilares fundamentales en mi formación profesional y personal.

Mi reconocimiento y gratitud también para mis sinodales: Dr. Ismael Mendoza Muñoz, Dra. Lidia Esther Vargas Osuna, Dr. Hernán Daniel Magaña Almaguer, y Dr. Benjamín González Vizcarra por el tiempo, la paciencia y la dedicación invertidos en este trabajo, así como en mi formación como investigador y profesionalista.

Finalmente, agradezco profundamente a mis padres, hermanos y abuelos por su apoyo y amor incondicional, que jamás me ha faltado. Del mismo modo, a mi novia y su familia, por su apoyo moral, sus consejos y el cariño brindado en los buenos y malos momentos que acompañaron este camino hacia la culminación de mi trabajo de doctorado.

A todos, mi más sincero cariño y agradecimiento.

RESUMEN

El desarrollo de materiales avanzados para aplicaciones protésicas se ha enfocado principalmente en compuestos poliméricos reforzados con fibras sintéticas debido a su buena relación resistencia-peso, rigidez y durabilidad. Sin embargo, el alto costo de los dispositivos protésicos y el impacto ambiental asociado a su producción con fibras sintéticas han motivado la búsqueda de materiales sustentables y económicos, sin comprometer el desempeño mecánico requerido para este tipo de aplicaciones. Así, los laminados híbridos que combinan fibras naturales y sintéticas surgen como una posible alternativa a la problemática.

Bajo este enfoque, se evaluó el comportamiento mecánico de cuatro configuraciones de laminados combinando fibras de lino, basalto y vidrio en matriz epoxi (BLB, LBL, VLV y LVL), fabricadas mediante un proceso de moldeo manual asistido por vacío con peso adicional. Se realizaron ensayos de tensión (ASTM D3039) y flexión (ASTM D790) para determinar resistencia máxima, módulo elástico y capacidad de deformación. Así, se identificó al laminado LVL (lino-vidrio-lino) como la configuración con mejor rendimiento, el cual fue remanufacturado y caracterizado permitiendo obtener sus propiedades ortotrópicas.

Con estos datos, se desarrolló un modelo numérico por elementos finitos con mallado hexaédrico, simulando la respuesta del LVL bajo las condiciones de la prueba de tensión (5256 N). La comparativa con los ensayos experimentales arrojó un error menor al 1 % en esfuerzo y 5 % en deformación, validando la precisión del modelo. Asimismo, se presentó una propuesta original de modelo 3D de pie protésico basado en la norma ISO 10328, con el fin de emplearlo en futuros análisis numéricos de nuevos compuestos en su etapa de evaluación preliminar. Adicionalmente, se exploraron aplicaciones potenciales del LVL en otros dispositivos protésicos que requieren alta resistencia estructural y no flexibilidad, como lo son los sockets y ortesis.

Los resultados obtenidos demuestran que el laminado lino-vidrio-lino representa una alternativa técnica viable, de bajo costo y con menor impacto ambiental frente a compuestos totalmente sintéticos, manteniendo un desempeño mecánico adecuado para su integración tanto en componentes de prótesis de miembro inferior como en otros dispositivos biomédicos que demanden alta confiabilidad estructural.

ÍNDICE

AGRADECIMIENTOS	II
RESUMEN	III
ÍNDICE DE FIGURAS	VI
ÍNDICE DE TABLAS	VII
ABREVIATURAS Y ACRÓNIMOS	VIII
1. INTRODUCCIÓN	1
1.1 Contexto de las amputaciones de miembro inferior	1
1.2 Materiales y tecnologías en prótesis de miembro inferior	2
1.3 Planteamiento del problema	3
1.4 Justificación	3
1.5 Objetivos	4
1.5.1 Objetivo general	4
1.5.2 Objetivos específicos	4
1.6 Hipótesis	4
2. MARCO TEÓRICO	5
2.1 Dispositivos protésicos de miembro inferior	5
2.2 Materiales compuestos en aplicaciones protésicas	6
2.3 Procesos de fabricación de compuestos	8
2.4 Pruebas mecánicas en materiales compuestos	9
2.5 Simulación numérica de materiales compuestos	11
3. METODOLOGÍA	13
3.1 Selección de materiales y configuraciones	13
3.2 Proceso de fabricación	14
3.3 Preparación de probetas de prueba	15
3.4 Pruebas experimentales	17
3.5 Análisis estadístico de resultados	18
3.6 Determinación de propiedades ortotrópicas	18
3.7 Modelado y simulación numérica	19

3.8	Evaluación de LVL en modelo de pie protésico	22
3.9	Propuesta de modelo de pie protésico	24
4.	RESULTADOS Y DISCUSIÓN	26
4.1	Resultados de pruebas de tensión y flexión	26
4.2	Caracterización ortotrópica del laminado LVL	27
4.3	Resultados del modelo numérico de elementos finitos	29
4.4	Análisis de elementos finitos de LVL en pie protésico	30
5.	CONCLUSIONES	34
	REFERENCIAS	36

ÍNDICE DE FIGURAS

1.1	Distribución de los casos de amputación en México, 2013.	1
1.2	Componentes principales de prótesis transtibial.	2
2.1	Tipos de amputación de miembro inferior.	5
2.2	Método de laminado manual para fabricación de materiales compuestos . . .	8
2.3	Metodología para la manufactura y caracterización de NFRPCs	9
2.4	Diagrama de prueba de flexión de la norma ASTM D790.	10
2.5	Alineación del pie protésico establecida por la ISO 10328.	11
2.6	Ejemplo ilustrativo de análisis por elementos finitos de un pie protésico. . .	12
3.1	Distribución y total de probetas de prueba necesarias según la normativa ASTM.	14
3.2	Secuencia de apilado utilizada en laminados.	15
3.3	Proceso de fabricación de laminados por moldeo manual.	16
3.4	Esquema de dimensiones y márgenes de probetas ASTM D3039.	16
3.5	Pruebas de tensión y flexión de las probetas de prueba.	17
3.6	Probetas de laminado LVL con rotación original y con rotación de 90°. . . .	19
3.7	Simulación y configuración de prueba de tensión de laminado LVL.	21
3.8	Mallado de modelo 3D de pie protésico.	22
3.9	Condiciones de frontera de pruebas estáticas de pie punta-talón.	23
3.10	Concepto de pie protésico para aplicaciones futuras.	24
4.1	Curvas esfuerzo-deformación de ambas condiciones de prueba.	26
4.2	Resultados gráficos de MEF de probeta LVL.	30
4.3	Resultados del MEF de laminado LVL en pie protésico 3D.	31
4.4	Gráficas comparativas de parámetros mecánicos de laminado LVL vs. NFRPCs.	32

ÍNDICE DE TABLAS

2.1	Propiedades físicas y mecánicas de fibras naturales populares.	7
2.2	Detalles de la composición y método de manufactura de diversos NFRC. . .	9
3.1	Propiedades elásticas ortotrópicas utilizadas en probeta LVL	20
3.2	Resultados experimentales en contra de resultados simulados de prueba de tensión de laminado LVL.	21
4.1	Propiedades mecánicas experimentales de tensión y flexión de laminados. . .	27
4.2	Propiedades mecánicas elásticas ortotrópicas del laminado LVL.	28

ABREVIATURAS Y ACRÓNIMOS

3D	...	Tridimensional
ASTM	...	Sociedad Americana de Pruebas y Materiales (<i>American Society for Testing and Materials</i> en inglés)
ISO	...	Organización Internacional de Normalización (<i>International Organization for Standardization</i> en inglés)
MEF	...	Método de Elementos Finitos (<i>Finite Element Method</i>)
NFRPC	...	Compuestos Poliméricos Reforzados con Fibras Naturales (<i>Natural Fibers Reinforced Polymer Composite</i> en inglés)

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN

1.1 Contexto de las amputaciones de miembro inferior

La pérdida de un miembro inferior representa una de las discapacidades físicas con mayor impacto en la movilidad, independencia y calidad de vida de las personas [1–3]. Entre las causas principales se encuentran complicaciones asociadas a la diabetes mellitus, enfermedades vasculares periféricas, traumatismos graves y, en menor medida, malformaciones congénitas [4–8], vease la Figura 1.1. A nivel mundial, millones de personas requieren de algún tipo de dispositivo protésico para recuperar funcionalidad, siendo las amputaciones transtibiales las más frecuentes dentro de las de miembro inferior [9–11].

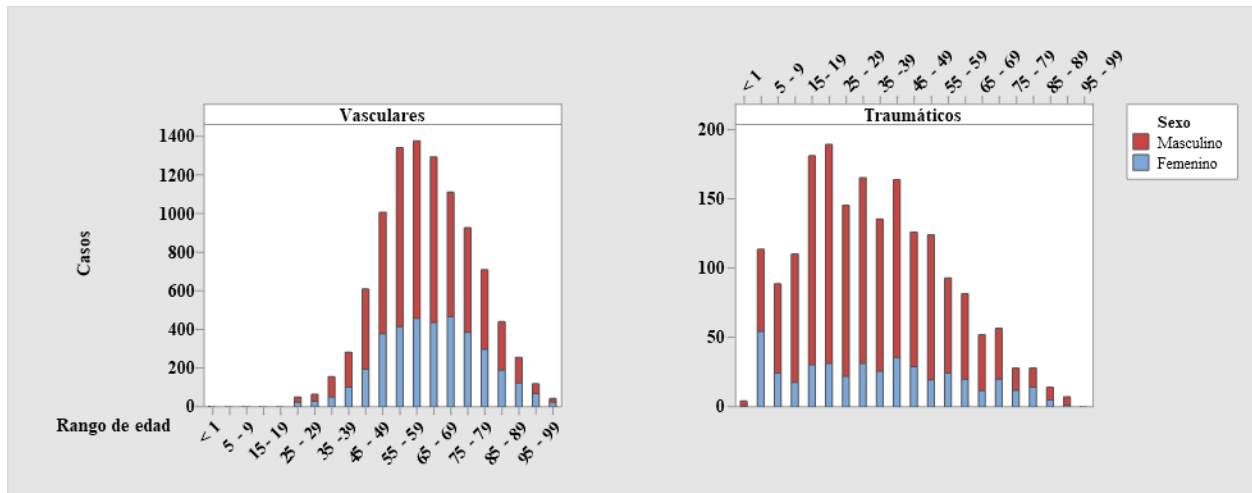


Figura 1.1: Distribución de de los casos de amputación según la causa, grupo de edad y sexo reportados por la Secretaria de Salud (México, 2013) [12].

La demanda de dispositivos protésicos ha incrementado debido al aumento en la esperanza de vida, la prevalencia de enfermedades crónico-degenerativas y los accidentes de tránsito [9, 13, 14]. Ante este panorama, resulta esencial el desarrollo de soluciones protésicas que no solo restituyan funciones básicas, sino que también proporcionen comodidad, accesibilidad y durabilidad.

1.2 Materiales y tecnologías en prótesis de miembro inferior

El diseño y desempeño de una prótesis de miembro inferior dependen en gran medida de los materiales empleados en sus componentes estructurales, como el socket, el pylon y el pie protésico (véase la Figura 1.2). Durante años, se utilizaron materiales convencionales como el aluminio, el titanio y el acero inoxidable, los cuales ofrecen buena resistencia y durabilidad, aunque presentan limitaciones en cuanto al peso y, en algunos casos, al confort del usuario [11, 15].

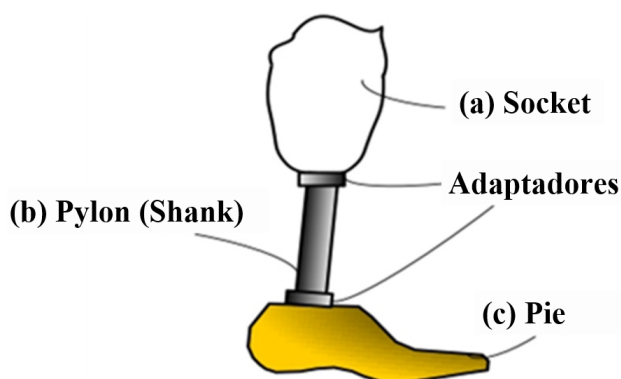


Figura 1.2: Componentes principales de prótesis transtibial: (a) el socket, parte de la prótesis que se ajusta al miembro residual; (b) el pylon, componente rígido que conecta y transfiere las cargas desde el socket al pie; (c) el pie, encargado de absorber los impactos al caminar y proporcionar estabilidad [16].

En las últimas décadas, los compuestos poliméricos reforzados con fibras sintéticas, particularmente fibra de carbono y fibra de vidrio, se han convertido en materiales de elección debido a su elevada relación resistencia-peso, buena respuesta a la fatiga y capacidad de absorción de energía [17–21]. Estos avances han permitido el diseño de prótesis más ligeras, dinámicas y adaptables a diferentes niveles de amputación. Sin embargo, los altos costos de producción y el impacto ambiental de estos materiales continúan siendo barreras importantes para su acceso en contextos con recursos limitados [22–24].

Como alternativa, el uso de fibras naturales como lino, sisal, yute o kenaf y la incorporación de configuraciones híbridas que combinan fibras naturales con sintéticas han surgido como una línea de investigación con gran potencial [25–28]. Estos materiales buscan equilibrar desempeño mecánico, costo y sustentabilidad, abriendo la posibilidad de desarrollar prótesis accesibles sin comprometer la seguridad estructural del dispositivo [27, 29–31].

1.3 Planteamiento del problema

Si bien los materiales sintéticos han permitido avances significativos en la funcionalidad y desempeño de prótesis de miembro inferior, su elevado costo y complejidad de manufactura limitan su uso masivo, especialmente en países en desarrollo [11, 32]. Por otro lado, aunque las fibras naturales representan una alternativa más económica y ambientalmente amigable, cuentan con diversas desventajas como absorción de humedad [33, 34], durabilidad limitada [35, 36] y variabilidad en las propiedades mecánicas generadas [26], lo que limita su aplicación en componentes de alta carga.

La combinación de fibras naturales y sintéticas en laminados híbridos se presenta como una solución prometedora [37–41]. Sin embargo, aún existe poca evidencia experimental que valide configuraciones específicas de apilado y sus propiedades mecánicas para aplicaciones protésicas. Asimismo, es necesario explorar modelos numéricos que permitan predecir el comportamiento de estos materiales, reduciendo así los costos y tiempos asociados a la experimentación [42–44].

De esta manera surge la necesidad de diseñar y evaluar experimentalmente laminados híbridos reforzados con fibras naturales y sintéticas, determinar su desempeño mecánico y explorar su viabilidad en dispositivos protésicos mediante la validación de modelos de elementos finitos.

1.4 Justificación

El desarrollo de prótesis accesibles, duraderas y sustentables representa una prioridad tanto en el ámbito clínico como en el social [11, 32]. La integración de fibras naturales en compuestos híbridos no solo disminuye el costo de los dispositivos, sino que también contribuye a la reducción del impacto ambiental asociado a la manufactura de dispositivos protésicos [45–48].

Además, la validación de modelos numéricos de elementos finitos permite ampliar el alcance del proyecto, ya que posibilita la evaluación de nuevas configuraciones y materiales sin necesidad de recurrir de inmediato a costosos ensayos experimentales [49–51].

La presente investigación busca aportar evidencia científica sobre la factibilidad del uso de laminados híbridos en dispositivos protésicos, fortaleciendo así las bases para diseños accesibles y con potencial de implementación en contextos de recursos limitados.

1.5 Objetivos

1.5.1 Objetivo general

Evaluar experimental y numéricamente el desempeño mecánico de laminado híbrido reforzado con fibras naturales y sintéticas conforme a normativas internacionales y elementos finitos, para determinar la viabilidad de su aplicación en dispositivo protésico de miembro inferior en función de su desempeño estructural.

1.5.2 Objetivos específicos

- Fabricar laminados híbridos con diferentes configuraciones de apilado utilizando fibras de lino, vidrio y basalto en matriz epoxi.
- Caracterizar mecánicamente de los laminados mediante ensayos de tensión y flexión bajo normas ASTM.
- Analizar el desempeño de las configuraciones y seleccionar el laminado con mejor comportamiento mecánico.
- Determinar las propiedades ortotrópicas del laminado óptimo para su implementación en modelos numéricos.
- Desarrollar y validar un modelo numérico que simule la respuesta mecánica del laminado bajo condiciones de carga.
- Proponer modelo 3D de pie protésico basado en la norma ISO 10328 para su futura aplicación en análisis numéricos.
- Explorar aplicaciones alternativas del laminado en otros dispositivos protésicos.

1.6 Hipótesis

La caracterización estructural de un laminado híbrido que combina fibras naturales y sintéticas permite demostrar un desempeño comparable al de compuestos sintéticos tradicionales, lo cual lo convierte en una alternativa sustentable para su implementación en aplicaciones protésicas de miembro inferior y otros dispositivos biomédicos que requieren de alta resistencia estructural.

CAPÍTULO 2

MARCO TEÓRICO

2.1 Dispositivos protésicos de miembro inferior

Los dispositivos protésicos de miembro inferior son herramientas fundamentales para restituir la movilidad y mejorar la calidad de vida de personas con amputaciones [10, 52, 53]. Estos se clasifican de acuerdo con el nivel de la amputación: amputación mayor (transfemoral) y amputación menor (transtibial). La amputación mayor de miembro inferior se refiere a aquella en la cual el corte del miembro se realiza ya sea por encima, a través, o por debajo de la rodilla; por el contrario, una amputación menor hace referencia a la cual el corte es a la altura del tobillo [54] (véase la Figura 2.1). Cada una plantea requerimientos diferentes en términos de diseño, biomecánica y materiales según las funciones biológicas que cumplía el miembro amputado, así como las características fisiológicas y anatómicas del amputado [11, 52].

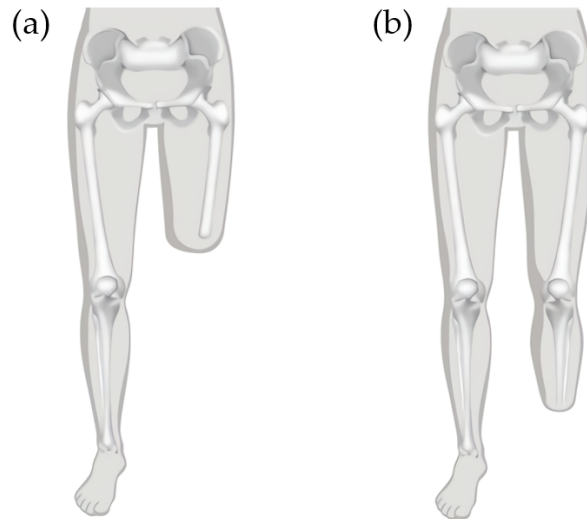


Figura 2.1: Tipos de amputación de miembro inferior: (a) amputación transfemoral (amputación mayor), y (b) amputación transtibial (amputación menor) [52].

En su estructura general, las prótesis de miembro inferior incluyen componentes básicos (véase Figura 1.2): el socket, que constituye la interfaz directa con el miembro residual y debe garantizar comodidad y transferencia eficiente de cargas [24, 55]; el pylon, que transmite

los esfuerzos entre los distintos elementos [11, 52]; y el pie protésico, encargado de soportar el peso corporal y proporcionar estabilidad dinámica en cada paso [56–58]. El diseño de cada componente está directamente condicionado por los materiales empleados, ya que estos deben equilibrar resistencia mecánica, ligereza y durabilidad.

Desde el punto de vista funcional, una prótesis debe ofrecer estabilidad, confort y adaptabilidad a diferentes actividades de la vida cotidiana, reduciendo al mínimo la fatiga del usuario [10, 11, 52, 53]. Desde el punto de vista mecánico, los materiales deben soportar cargas estáticas y dinámicas que, de acuerdo con normas internacionales como la ISO 10328 [59] e ISO 22675 [60], puedan alcanzar valores superiores a varias veces el peso corporal del usuario durante el ciclo de marcha. Además, se exige resistencia a la fatiga, absorción de impactos, estabilidad dimensional y una adecuada relación resistencia-peso, ya que un peso excesivo compromete la eficiencia de la marcha [15].

Los requerimientos no son homogéneos entre todos los usuarios. Factores como el peso corporal, el nivel de actividad física, la edad, el estado del muñón y el contexto sociocultural determinan la elección del diseño y de los materiales [11, 52]. Por ejemplo, un usuario de alta actividad física requiere componentes más rígidos y resistentes a la fatiga, mientras que un adulto mayor con movilidad reducida puede priorizar el confort y la ligereza sobre la rigidez estructural.

También, en países industrializados, es más común encontrar prótesis con las tecnologías más avanzadas y los mejores materiales [61], mientras que en contextos de bajos recursos suelen prevalecer prótesis austeras [12, 62]. Esto evidencia que la necesidad del desarrollo e investigación de materiales alternativos y procesos de bajo costo no es solo una cuestión técnica, sino también social y de salud pública.

2.2 Materiales compuestos en aplicaciones protésicas

Inicialmente, se emplearon metales como acero inoxidable, aluminio y titanio, los cuales ofrecían robustez y durabilidad, pero a costa de un peso elevado que afectaba la comodidad y la eficiencia energética del usuario [63, 64]. Posteriormente, los compuestos poliméricos reforzados con fibras sintéticas, particularmente de carbono y vidrio [65–70], posibilitaron la manufactura de dispositivos más ligeros, rígidos y resistentes a la fatiga. La fibra de carbono se consolidó como el estándar en prótesis de alto rendimiento, aunque su costo elevado y limitada reciclabilidad dificultan su acceso en contextos de recursos limitados. La fibra de

vidrio, si bien menos rígida, presenta ventajas en cuanto a costo y versatilidad, razón por la cual sigue siendo utilizada en dispositivos de menor demanda mecánica o en regiones donde la accesibilidad económica es prioritaria.

En años recientes, por mencionar algunas, fibras naturales como kenaf [10, 47, 71], yute [72], y cáñamo [73] han cobrado interés en la investigación biomédica debido a su bajo costo, densidad reducida y carácter renovable. Estas fibras, sin embargo, presentan propiedades variables [33], y mayor absorción de humedad [26] en comparación con sus contrapartes sintéticas. Pese a estas limitaciones, el lino ha demostrado un buen comportamiento mecánico, lo que lo convierte en un candidato para aplicaciones estructurales en prótesis [74–77]. Vease la Tabla 2.1 para más detalles sobre las características de las fibras naturales mayormente empleadas en compuestos.

Tabla 2.1: Propiedades físicas y mecánicas de fibras naturales populares [25, 78–80].

Fibra	Diámetro (μm)	Densidad (g/cm^3)	Esfuerzo de tensión (MPa)	Módulo elástico (GPa)	Alargamiento de rotura (%)	Absorción de humedad (%)
Abacá	10-30	1.50	430-813	31.10-33.60	2.90-10	~
Algodón	~	1.50-1.51	287-597	5.50-12.60	0.30-10	8-25
Bagazo	~	1.20	20-290	19-27	1.10	~
Bambú	88-125	0.91-1.26	503	35.91	1.40	~
Basalto	17	2.8	4800	90	3.15	~
Cáñamo	25-600	1.48-1.50	550-900	70	1.60-4	8
Cáscara de arroz	~	0.50-0.70	~	~	~	~
Coco	150-250	1.15-1.25	131-220	4-6	15-40	10
Cordón de viscosa	~	~	593	11	11.4	~
Henequén	~	1.20-1.40	430-570	10-16.30	3.70-5.90	~
Kenaf	~	1.25-1.40	284-930	0.13-26.50	1.16-1.80	~
Lino	25	1.40-1.50	345-1500	27.60-80	1.20-3.20	7
Madera blanda	~	1.50	1000	40	~	~
Piña	50	1.44	413-1627	60-80	14.50	~
Plátano	100-250	1.35	529-914	27-32	2.60-5.90	~
Ramio	20-280	1.30-1.50	400-938	61.40-128	3.60-3.80	12-17
Sisal	50-200	1.30-1.50	390-635	9.40-41	2-2.50	11
Yute	25-250	1.30-1.48	393-800	0.13-27.60	1.16-1.80	12

Por otro lado, se tiene a los laminados híbridos, que combinan fibras naturales y sintéticas en una misma matriz polimérica. Estos materiales permiten mejorar la rigidez y resistencia gracias a las fibras sintéticas, al mismo tiempo que reducen costos y huella ambiental mediante la incorporación de fibras naturales [37–41]. Además, es posible ajustar las propiedades mecánicas del material mediante la secuencia de apilado y la orientación de las fibras [81–84], lo cual amplía su potencial de aplicación en componentes sometidos a exigencias estructurales, como pies protésicos o sockets.

2.3 Procesos de fabricación de compuestos

La fabricación de materiales compuestos influye de manera directa en sus propiedades y características finales. El moldeo manual es el método de fabricación más utilizado, pues este consiste en la impregnación manual de las fibras con la resina y posterior curado a temperatura ambiente o controlada (veasé Figura 2.2). Este proceso es sencillo y de bajo costo, sin embargo, suele dar lugar a una mayor variabilidad en la calidad del laminado [85–87].

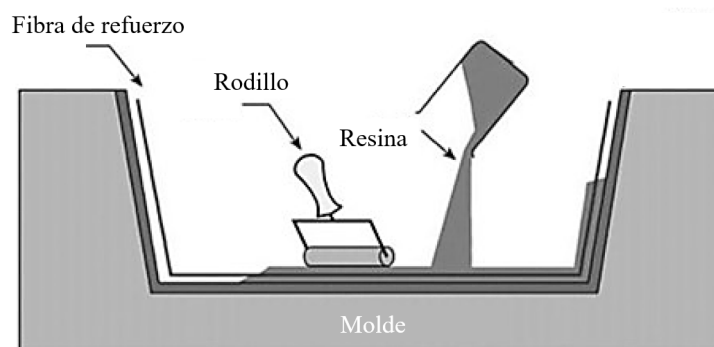


Figura 2.2: Método de laminado manual (*Hand Lay-Up* en inglés) para la fabricación de materiales compuestos [88].

En busca de mejorar los resultados, se han desarrollado variantes como el moldeo manual asistido por vacío, que permite compactar el laminado mediante la aplicación de presión negativa, reduciendo el contenido de vacíos y garantizando una distribución más homogénea de la resina. Este método, al minimizar defectos internos, mejora las propiedades mecánicas del compuesto [85]. En la Tabla 2.2 se pueden observar diversas composiciones de compuestos reforzados con fibras naturales y sintéticas, así como el respectivo método de manufactura empleado.

La calidad del laminado depende de aspectos como la proporción fibra-matriz, la presencia de vacíos y la orientación de las fibras [100]. Un exceso de resina genera un material frágil, mientras que una cantidad insuficiente provoca problemas de impregnación. Del mismo modo, los vacíos actúan como concentradores de esfuerzos que pueden acelerar la falla bajo cargas repetidas. La orientación de las fibras es otro factor crítico [101, 102], pues determina la dirección en la que el material presenta su máxima resistencia, condición especialmente relevante en prótesis, donde las cargas suelen ser multiaxiales [103].

Tabla 2.2: Detalles de la composición y método de manufactura de diversos compuestos reforzados con fibras naturales (NFRC por sus siglas en inglés) propuestos y estudiados por diferentes autores.

Referencia	Matriz	Fibra(s)	Método de fabricación
Assarar <i>et al.</i> [81]	Epoxi	Lino-carbono	Proceso de prensado en placa
Campbell <i>et al.</i> [89]	Resina de aceite vegetal	Ramio/stockinet	Método estándar de laminado
Chaudhary <i>et al.</i> [90]	Epoxi	Lino, cáñamo, yute	Moldeo manual
Essabir <i>et al.</i> [91]	Polipropileno	Fibra de coco	Extrusión con doble tornillo
Gu <i>et al.</i> [92]	Epoxi	Fibra de ramio	Infusión al vacío
Indra Reddy <i>et al.</i> [93]	Epoxi	Piña, vidrio y yute	Moldeo manual
Jagannatha <i>et al.</i> [94]	Epoxi	Vidrio/carbono	Embolsado al vacío
Saba <i>et al.</i> [95]	Epoxi	Fibra de kenaf	Moldeo manual
Sekaran <i>et al.</i> [96]	Epoxi	Sisal y sábila (aloe vera)	Moldeo manual
Shanmugam <i>et al.</i> [97]	Poliéster	Yute, palmera y pecíolo foliar	Moldeo por compresión
Shrivastava <i>et al.</i> [37]	Epoxi	Coco-vidrio	Moldeo manual
Widhata <i>et al.</i> [98]	Metil metacrilato	Lirio acuático	Moldeo por compresión
Yan <i>et al.</i> [99]	Epoxi	Lino/linaza/bambú	Embolsado al vacío

2.4 Pruebas mecánicas en materiales compuestos

La caracterización experimental de compuestos es fundamental para determinar la factibilidad del laminado en aplicaciones específicas. El ensayo de tensión, basado en la normativa ASTM D3039 [104], permite obtener parámetros mecánicos *v. gr.* la resistencia máxima, el módulo elástico y la deformación al falla. Este tipo de prueba es esencial para establecer las capacidades y límites del material de resistir cargas uniaxiales, así como para evaluar la calidad de la adhesión fibra-matriz. La Figura 2.3 muestra una metodología base para la manufactura y caracterización mecánica de NFRCs.

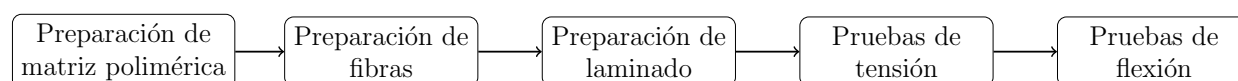
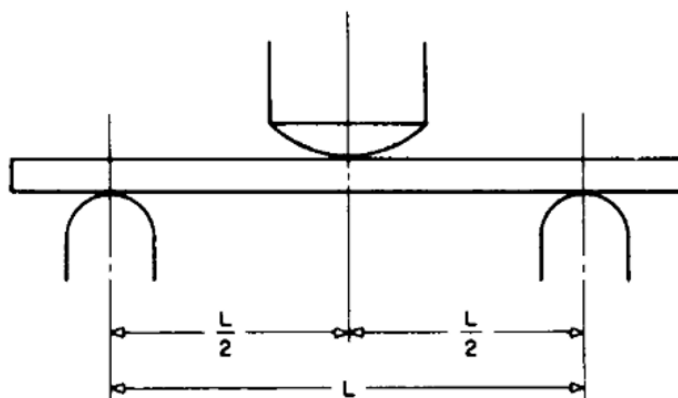


Figura 2.3: Metodología para la manufactura y caracterización de NFRCs, contemplado pruebas experimentales de tensión y flexión [105].

Por su parte, la prueba de flexión, estandarizado en la ASTM D790 [106], proporciona información sobre el módulo de flexión, la resistencia a la fractura y la rigidez del laminado bajo condiciones de prueba de tres o cuatro puntos (veasé Figura 2.4. Esta prueba resulta particularmente relevante en el contexto de prótesis de miembro inferior, dado que muchos de sus componentes se someten a esfuerzos combinados, los cuales incluyen flexión, como ocurre en el pie protésico o en el pylon durante la marcha.



L = Longitud de área calibrada
(*support span* en inglés)

Figura 2.4: Diagrama de prueba flexión de tres puntos establecida por la norma ASTM D790 [106].

Más allá de las pruebas estandarizadas en materiales compuestos, existen normas internacionales específicas para el ámbito protésico. La ISO 10328 [59] establece los procedimientos para pruebas estáticas y de fatiga en prótesis de miembro inferior. Esta norma asegura que los dispositivos puedan soportar las fuerzas que enfrentan en el uso diario (vease Figura 2.5). Complementariamente, la ISO 22675 [60] regula las pruebas dinámicas de pies y rodillas protésicas, enfocándose en simular las condiciones de la marcha. Estas normativas representan la referencia obligada para validar la seguridad y desempeño de cualquier propuesta y diseño de prótesis de miembro inferior.

Es importante destacar la correlación las pruebas experimentales y las condiciones reales de uso. A pesar de que las normas establecen cargas estandarizadas, el comportamiento real puede variar no solo por las características del usuario, también por el entorno donde se realizó la marcha, *v. gr.* factores como la superficie de contacto, la velocidad de marcha o la presencia de irregularidades en el terreno [34, 107]. De ahí la importancia de complementar los ensayos basados en normas internacionales con estudios experimentales bajo condiciones representativas de la vida diaria.

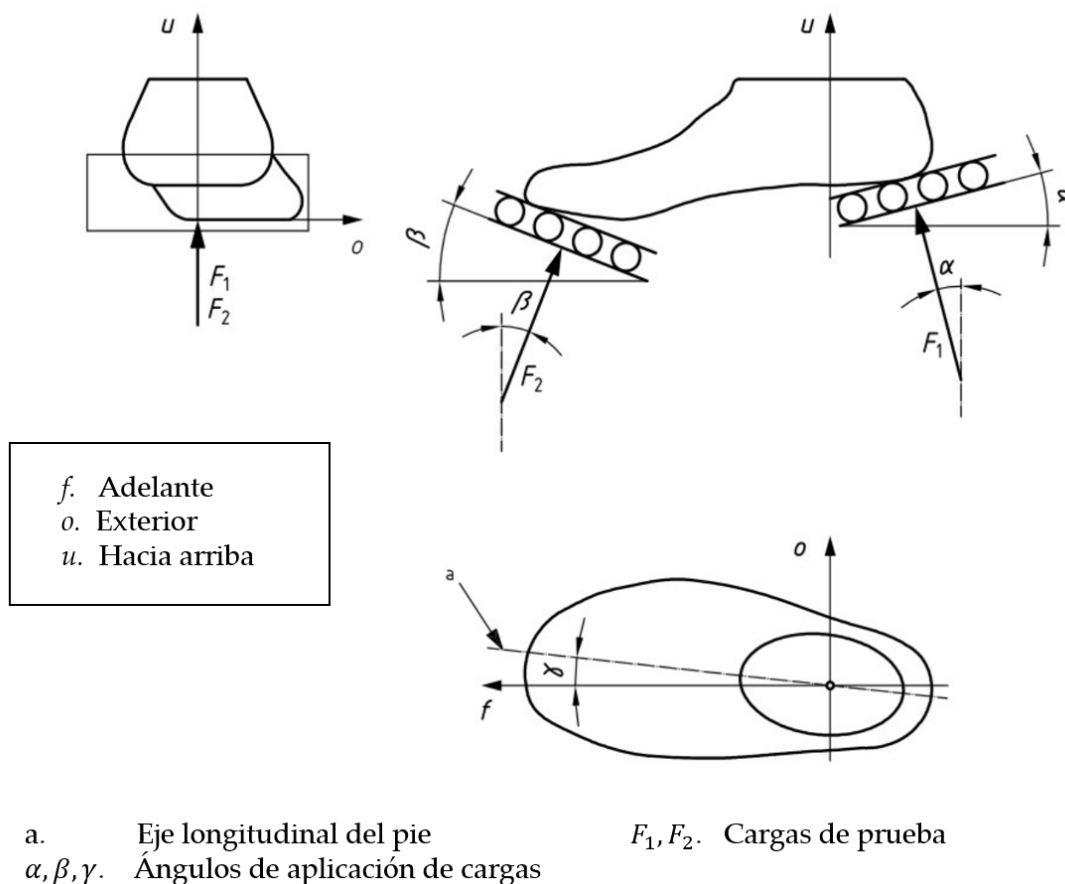


Figura 2.5: Alineación y ángulos de cargas de prueba para el pie protésico establecidos por la ISO 10328 [59].

2.5 Simulación numérica de materiales compuestos

La simulación numérica, particularmente mediante el método de elementos finitos (MEF), se ha convertido en una herramienta indispensable en el estudio de materiales compuestos, incluyendo su aplicación en prótesis [42–44]. Este método permite dividir una geometría compleja en elementos discretos sobre los cuales se resuelven ecuaciones de equilibrio, logrando así predecir distribuciones de esfuerzo, deformaciones, y modos de falla [108].

Las aplicaciones del MEF en prótesis son diversas. Se ha empleado para optimizar y diseñar la geometría de pies protésicos [109], evaluar la respuesta de prótesis de miembro inferior bajo cargas dinámicas [110], diseño y evaluación mecánica de pie protésico utilizando diversas configuraciones del apilado de las fibras del laminado utilizado para la manufactura [70, 111], veasé el ejemplo de la Figura 2.6.

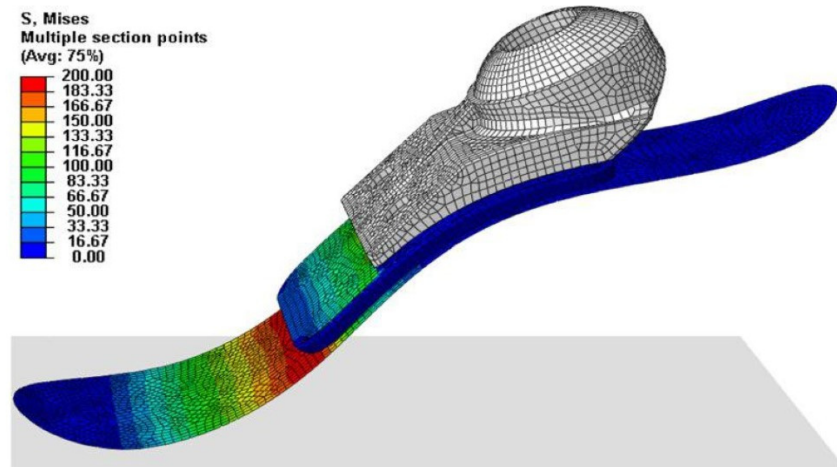


Figura 2.6: Ejemplo ilustrativo de análisis por elementos finitos de un pie protésico diseñado y estudiado por Song *et al.* [111].

Al combinar la simulación numérica con datos experimentales, se logra reducir el número de ensayos físicos necesarios y se acelera el proceso de diseño, disminuyendo costos y riesgos [44, 49, 50].

En este sentido, la integración de experimentación y modelado computacional constituye una estrategia robusta para el desarrollo de materiales y dispositivos protésicos, ofreciendo un marco sólido para validar nuevas propuestas de compuestos aplicados a prótesis de miembro inferior.

CAPÍTULO 3

METODOLOGÍA

3.1 Selección de materiales y configuraciones

El inicio de la investigación consistió en la selección de materiales que pudieran generar una combinación de sustentabilidad y un desempeño mecánico adecuado para aplicaciones protésicas. Se consideraron fibras naturales y sintéticas, así como una matriz polimérica termoestable, con el objetivo de conformar laminados híbridos que pudieran ser evaluados experimentalmente y mediante simulaciones numéricas.

Las fibras naturales seleccionadas correspondieron a lino (obtenidas de RockWest Composites, San Diego, CA, USA, sarga 2×2 , 365 GSM), una de las de mayor desempeño mecánico dentro de las fibras vegetales [74, 75, 77, 112–115]. El lino presenta un módulo de elasticidad elevado en comparación con otras fibras naturales, baja densidad y relativa disponibilidad en el mercado, lo que lo convierte en un material atractivo tanto desde la perspectiva mecánica como ambiental.

Por otra parte, se consideraron también fibras sintéticas de vidrio y de basalto. La fibra de vidrio (de Fibre Glast, Brookville, OH, USA, tejido de satén 8H, 305.15–345.84 GSM), ampliamente utilizada en compuestos estructurales, presenta una buena relación costo-beneficio, elevada resistencia y disponibilidad comercial [84, 86, 116, 117]. La fibra de basalto, obtenida a partir de la fusión de roca volcánica, constituye un material intermedio entre las fibras de vidrio y carbono, con mejores propiedades mecánicas que la primera y a un costo significativamente menor que la segunda [48, 84, 115, 118].

La matriz seleccionada fue una resina epoxi (Resina Epóxica 2000 con Catalizador 2021 de Fibre Glast), debido a su buena adhesión a las fibras, baja contracción durante el curado, estabilidad dimensional y amplia experiencia de uso en la industria de los compuestos [10, 51, 70, 87, 119].

En cuanto a las configuraciones, se definieron cuatro disposiciones híbridas de apilado, simétricas y balanceadas inspiradas en la propuesta de Song *et al.* [111] y las combinaciones híbridas más estudiadas en la literatura: BLB (basalto–lino–basalto), LBL (lino–basalto–lino), VLV (vidrio–lino–vidrio) y LVL (lino–vidrio–lino). Estas configuraciones fueron elegidas con el fin de comparar la influencia de la fibra superficial y de la

secuencia de apilado sobre las propiedades mecánicas del laminado. La cantidad de probetas requeridas para cada configuración de acuerdo con las normativas ASTM D3039 y ASTM D790 (vease la Sección 2.4) se observa en la Figura 3.1.

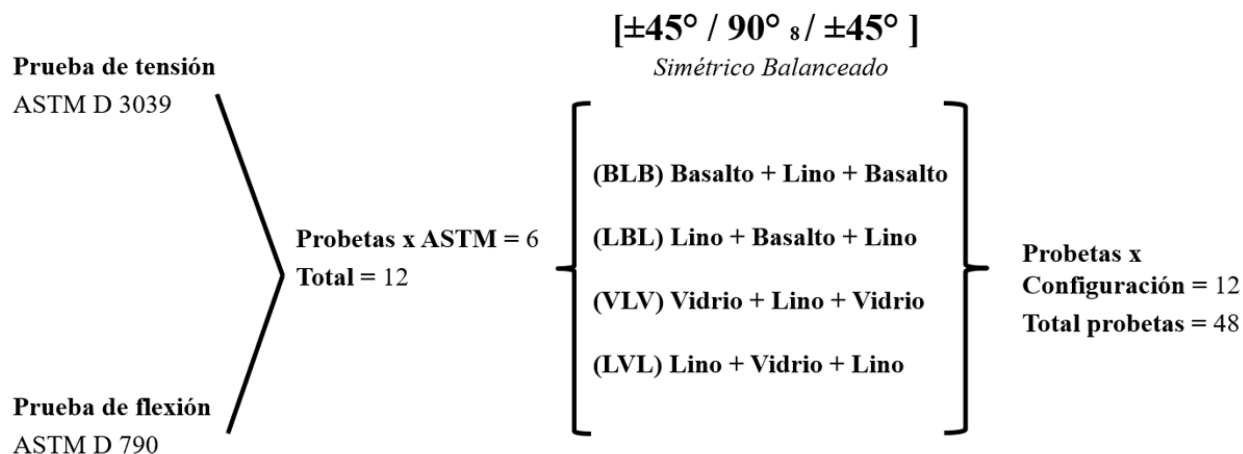


Figura 3.1: Distribución y total de probetas de prueba necesarias según la norma ASTM y la configuración del laminado.

3.2 Proceso de fabricación

La fabricación de los laminados se llevó a cabo mediante el proceso de moldeo manual asistido por vacío con aplicación de peso adicional (vease la Figura 3.3). Este procedimiento fue seleccionado debido a su relativa simplicidad y bajo costo, lo cual lo hace replicable en contextos de laboratorio y potencialmente escalable.

Primeramente, se realizó la preparación de las fibras, cortándolas a las dimensiones y cantidades requeridas. Cada laminado consistió en 12 capas en total, las capas externas en ambos extremos orientadas a $\pm 45^\circ$ y las ocho capas internas orientadas a 90° . Esta secuencia de apilado aseguró una estructura simétrica y balanceada en el laminado (vease la Figura 3.2). Aún cuando la secuencia de apilado se mantiene igual en los cuatro laminados propuestos, las fibras constituyentes cambian según la configuración especificada, ocasionando variaciones en las propiedades mecánicas de cada laminado.

La resina epóxica fue mezclada cuidadosamente con el catalizador en proporciones específicas indicadas por el fabricante, manteniendo la relación resina-catalizador 100:27 según el peso. Cada laminado fue curado a temperatura ambiente por aproximadamente 48 horas. Las dimensiones promedio resultantes de los laminados fueron 12×9.25 pulgadas,

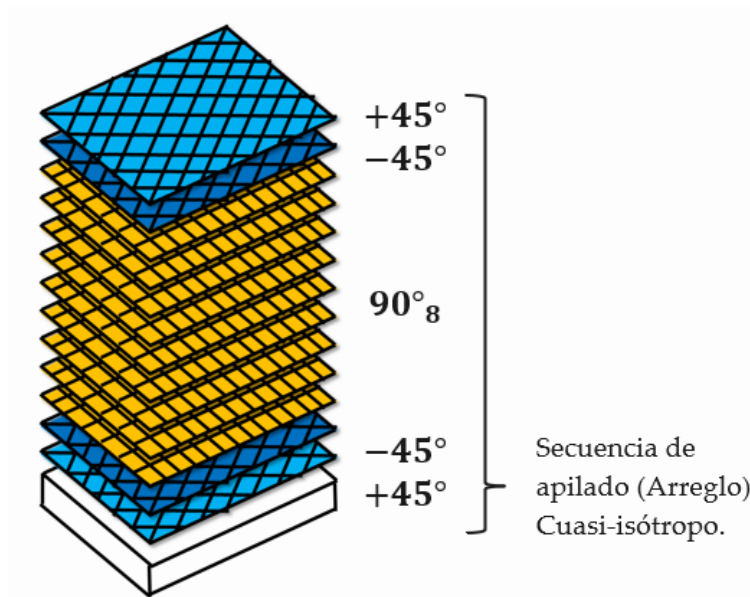


Figura 3.2: Secuencia de apilado utilizada en las configuraciones de los laminados estudiados, según la cantidad y orientación de capas.

para el acomodo de seis probetas de las dimensiones requeridas por las normativas ASTM D3039 y ASTM D790.

Las fibras fueron impregnadas manualmente con la resina, asegurando una distribución uniforme. El apilado completo fue introducido en una bolsa de vacío, donde se aplicó presión negativa para compactar el laminado y mejorar la impregnación (veasé la Figura 3.3). Además, se colocó un peso adicional sobre la superficie, con el fin de aumentar la presión y reducir aún más el contenido de vacíos. Tras el curado, los laminados resultantes fueron desmoldados, inspeccionados visualmente y preparados para el corte de probetas.

3.3 Preparación de probetas de prueba

A partir de los laminados se marcaron y cortaron las probetas para las pruebas mecánicas. El corte se realizó con una sierra de precisión equipada con disco de corte de carburo de 8", a fin de minimizar daños en los bordes y evitar el deshilachado de las fibras.

Las dimensiones de las probetas se ajustaron a lo especificado por las normas ASTM. Para tensión (ASTM D3039 [104]), las probetas fueron rectangulares, con longitudes y anchos estandarizados, específicamente 10×1 pulgadas con longitud de área calibrada de 5.645 pulgadas (veasé la Figura 3.4). Para flexión (ASTM D790 [106]), se cortaron con 0.5 pulgadas de espesor y longitudes basadas en el espesor de cada laminado con una relación de esbeltez

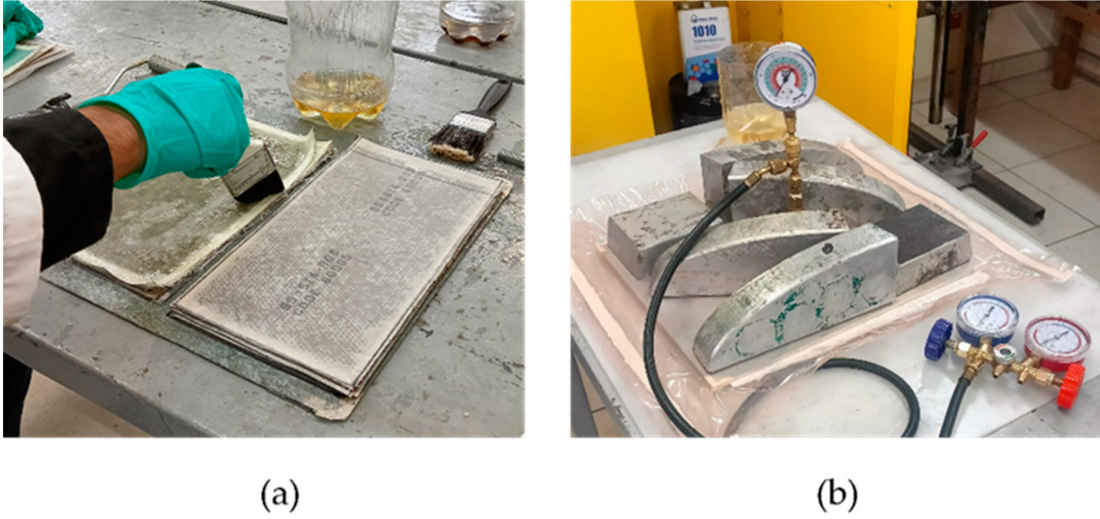


Figura 3.3: Proceso de fabricación de laminados por moldeo manual (a), asistido por vacío con peso añadido (b).

de 32:1. Las longitudes calibradas calculadas para las pruebas de flexión fueron BLB = 9.667 pulgadas, LBL = 6.986 pulgadas, VLV = 9.142 pulgadas, and LVL = 6.202 pulgadas.

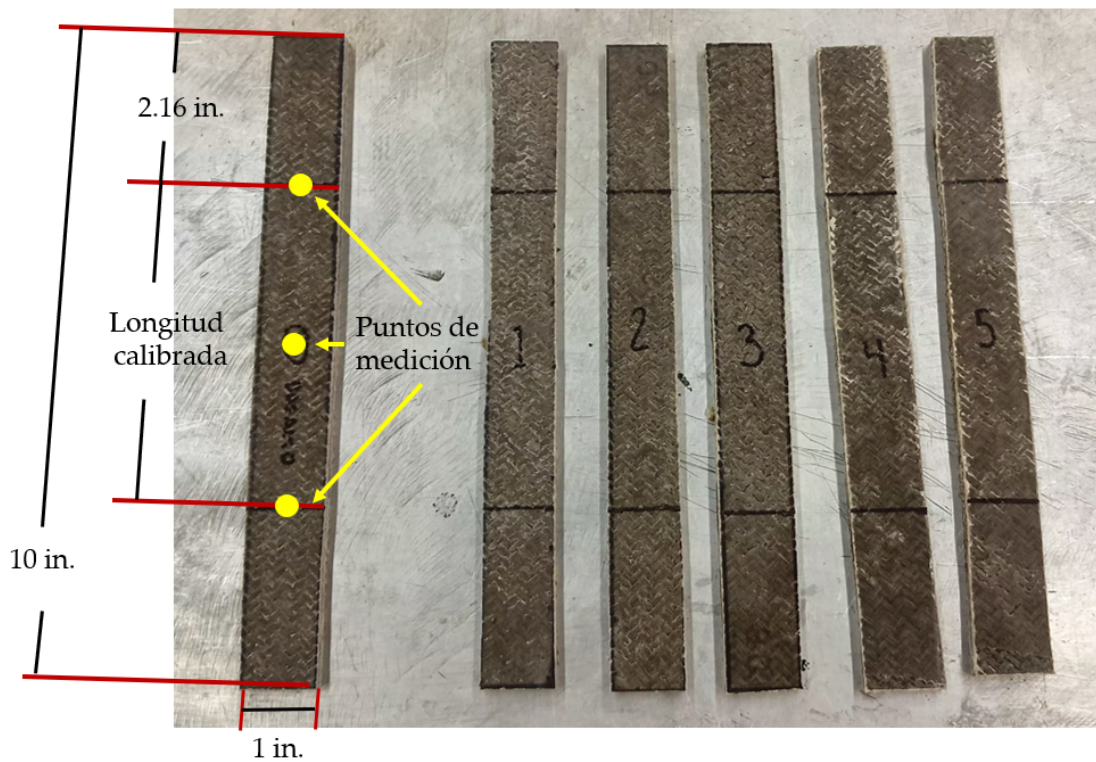


Figura 3.4: Esquema de dimensiones y márgenes de probetas para pruebas de tensión bajo norma ASTM D3039.

3.4 Pruebas experimentales

El primer grupo de pruebas consistió en pruebas de tensión uniaxial bajo la norma ASTM D3039. Las probetas fueron colocadas en la máquina universal de pruebas de Physical Test Solutions (Physical Test Solutions, Culver City, CA, USA) y sometidas a carga axial constante a una velocidad de 2 mm/min hasta la fractura. Se registraron parámetros como carga máxima, módulo de elasticidad y deformación a la falla (veasé la Figura 3.5a).

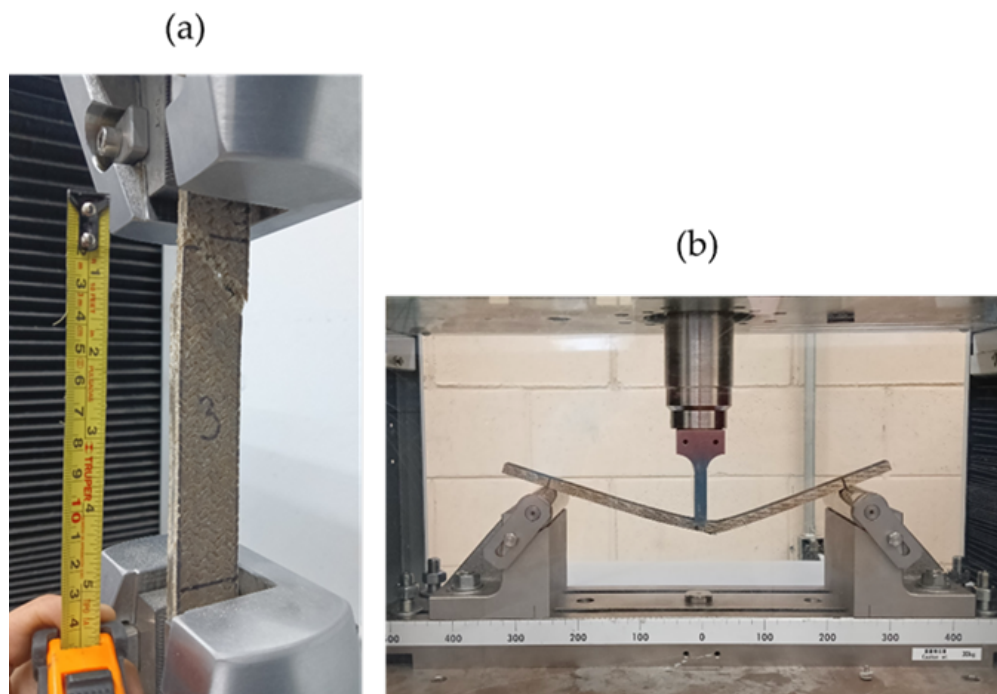


Figura 3.5: Pruebas de tensión (a) y flexión (b) al fallo de las probetas de prueba con base en las normativas ASTM D3039 y D790 respectivamente .

Posteriormente, se realizaron las pruebas de flexión de tres puntos, de acuerdo con la norma ASTM D790. Para esta prueba se utilizó la maquina universal de pruebas SHIMADZU AG-IC 100 kN (Shimadzu Corporation, Kioto, Japón) Este procedimiento permitió obtener valores del módulo de flexión, resistencia a la flexión y comportamiento de deformación. La prueba de flexión se realizó con la aplicación de una carga constante a una velocidad de 2 mm/min hasta la falla de la probeta o el 5 % de deformación, lo que ocurriera primero (veasé la Figura 3.5b).

Ambos tipos de prueba fueron instrumentados con sistemas de adquisición de datos que registraron la carga aplicada y la deformación en tiempo real, generando curvas esfuerzo-deformación para cada configuración de laminado.

3.5 Análisis estadístico de resultados

Los datos experimentales fueron sometidos a un análisis de varianza (ANOVA) con el objetivo de determinar si existían diferencias significativas entre las configuraciones estudiadas. El ANOVA permite identificar si la variación observada en las propiedades mecánicas se debe al efecto de la configuración del laminado o si puede considerarse producto del azar experimental.

El análisis se basó en los valores obtenidos de resistencia a la tensión de las seis probetas de cada configuración de laminado de acuerdo a la norma ASTM D3039. Los cálculos estadísticos se realizaron con un nivel de significancia de $\alpha = 0.05$.

Los resultados revelaron una diferencia significativa en el rendimiento en relación a la fuerza de tensión entre las cuatro configuraciones analizadas, siendo el laminado LVL el que demostró una fuerza promedio superior ($p < 0.05$, de acuerdo con los resultados del ANOVA, $F(3, 17) = 819.111$ y valor $p = 1.41 \times 10^{-18}$). No se realizaron pruebas post-hoc dado que los resultados del ANOVA fueron suficientes para identificar la significancia estadística del laminado LVL como la configuración con el mejor rendimiento.

Los resultados del análisis estadístico, justificaron la selección del laminado LVL para su remanufactura y caracterización ortotrópica para la validación numérica mediante el método de elementos finitos.

3.6 Determinación de propiedades ortotrópicas

Una vez identificada la configuración con mejores resultados (laminado LVL) se procedió a su caracterización ortotrópica. Esto implicó fabricar y probar experimentalmente probetas adicionales cortadas dirección longitudinal y transversal respecto al eje de las fibras.

El laminado LVL se volvió a manufacturar bajo el método aplicado y descrito en secciones anteriores, *i. e.* moldeo manual asistido por vacío con peso adicional (veasé la Sección 3.2).

Para completar el modelo ortotrópico se fabricó un laminado adicional, con una rotación de 90° respecto a la orientación original de las capas del laminado LVL para determinar una aproximación de las propiedades transversales (veasé la Figura 3.6).

Ambos laminados (con orientación original y con rotación de 90°) se evaluaron mecánicamente bajo la normativa ASTM D3039 como se describió en secciones previas

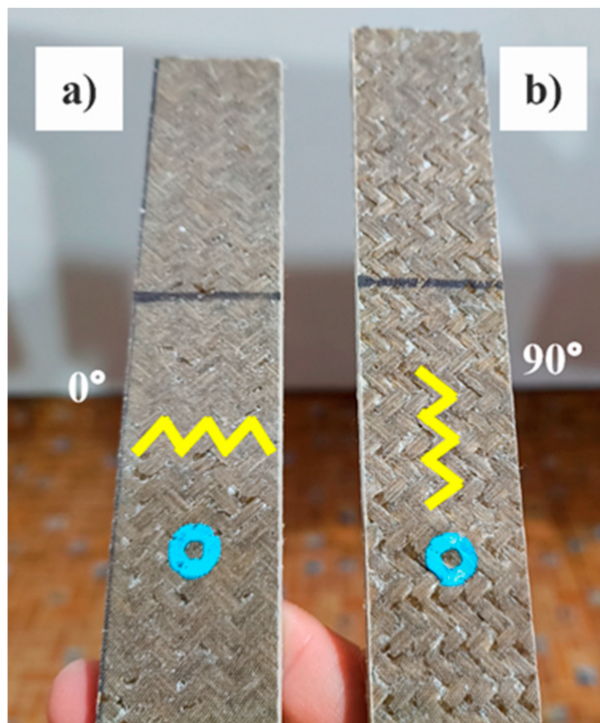


Figura 3.6: Probetas de prueba de laminado LVL, con rotación original de capas (a) y con rotación de 90° (b), las líneas amarillas indican la diferencia entre ambos laminados.

(veasé la Sección 3.4). Las experimentación se llevo a cabo en el equipo de prueba universal HOYTOM HM-D Lab Series (Hoytom S.L., Lejona, Vizcaya, España) en conjunto con el extensometro digital uniaxial VECTOR (Imetrum Limited, Wraxall, Bristol, Reino Unido). Igual a las pruebas realizadas con anterioridad (veasé la Sección 3.3), se marcaron y cortaron seis probetas de 10×1 pulgadas de cada laminado, un total de 12 probetas, seis para las propiedades longitudinales y seis para las transversales.

Con esta información fue posible definir un modelo ortotrópico del laminado, esencial para su representación en simulaciones numéricas mediante elementos finitos.

3.7 Modelado y simulación numérica

Para validar las propiedades mecánicas ortotrópicas determinadas mediante las pruebas experimentales, se realizó un análisis por el método de elemento finito (MEF) con el fin de replicar el comportamiento a tensión del laminado LVL. El objetivo de la validación mediante MEF fue comparar la respuesta esfuerzo–deformación simulada con los resultados experimentales, garantizando la consistencia y la confiabilidad de las propiedades medidas.

Para poder realizar la simulación, se elaboró un modelo tridimensional (3D) de la probeta de prueba utilizando dimensiones promedio de los probetas del laminado LVL: longitud total de 254 mm (10 in), zona calibrada de 142.24 mm (5.6 in), ancho de 26.50 mm (1.04 in) y espesor de 6.51 mm (0.2563 in). Las propiedades ortotrópicas usadas en la simulación se definieron a partir de las pruebas de tensión del laminado LVL (veasé la Sección 3.6). Dado el comportamiento cuasi-isotrópico de la secuencia de apilado del laminado LVL, se asumió que el módulo elástico y el coeficiente de Poisson serían iguales en todas las direcciones ($E_1 = E_2 = E_3$, $v_{12} = v_{13} = v_{23}$), veasé la Tabla 3.1. La carga aplicada en la simulación fue de 5255.62 N y un esfuerzo de 30.695 MPa, correspondientes al límite elástico promedio de las pruebas experimentales.

Tabla 3.1: Propiedades elásticas ortotrópicas utilizadas en probeta LVL tridimensional para análisis numérico computacional.

Parámetro	$E_1 = E_2 = E_3$	$v_{12} = v_{13} = v_{23}$ ¹	$G_{12} = G_{13}$ ²	G_{23}
Valor	74,764.87 MPa	0.33	39,457.29 MPa	28,107.09 MPa
Ajustado ³	89,717.84 MPa	0.33	47,348.75 MPa	33,728.51 MPa

¹ El coeficiente de Poisson se determinó del promedio de los valores de la literatura. ² El módulo cortante se estimó utilizando el módulo elástico longitudinal medido, el 15 % de la deformación medida del laminado LVL y el coeficiente de Poisson promedio según la literatura. ³ Se aplicó un factor de corrección de 1.2 para compensar la incertidumbre del modelo computacional.

El modelo 3D de la probeta se malló con elementos hexaédricos, con un tamaño de elemento de 3 mm, y 1 mm en la zona calibrada de la probeta. El modelo resultante se integró por 132,780 nodos y 28,242 elementos, con niveles adecuados de oblicuidad y ortogonalidad. Como parte de la calibración del modelo numérico, se aplicó un factor de corrección de 1.2 al módulo elástico y al módulo cortante para compensar incertidumbres del modelo, así como reales no considerados en la simulación, como anisotropía, errores en las condiciones de frontera, concentraciones locales de esfuerzo o defectos de fabricación. El MEF se realizó con las mismas condiciones frontera que la prueba experimental de tensión (veasé la Sección 3.4 y la Figura 3.7).

Una de las caras del extremo de la probeta se fijó, y se aplicó la carga axial en la cara del extremo opuesto. Para el proceso de validación se utilizaron dos parámetros: el límite elástico promedio en la zona calibrada y el desplazamiento longitudinal máximo en un tramo de 50 mm (longitud del extensómetro digital utilizado). El modelo resultó en un esfuerzo de 30.427 MPa, frente a 30.69 MPa experimental, obteniendo un error de 0.86 %. El

desplazamiento simulado fue de 0.032992 mm, equivalente a una deformación de 0.0006598, con un error de 5.25 % respecto al valor experimental *i. e.* 0.0006269 (veasé la Tabla 3.2).

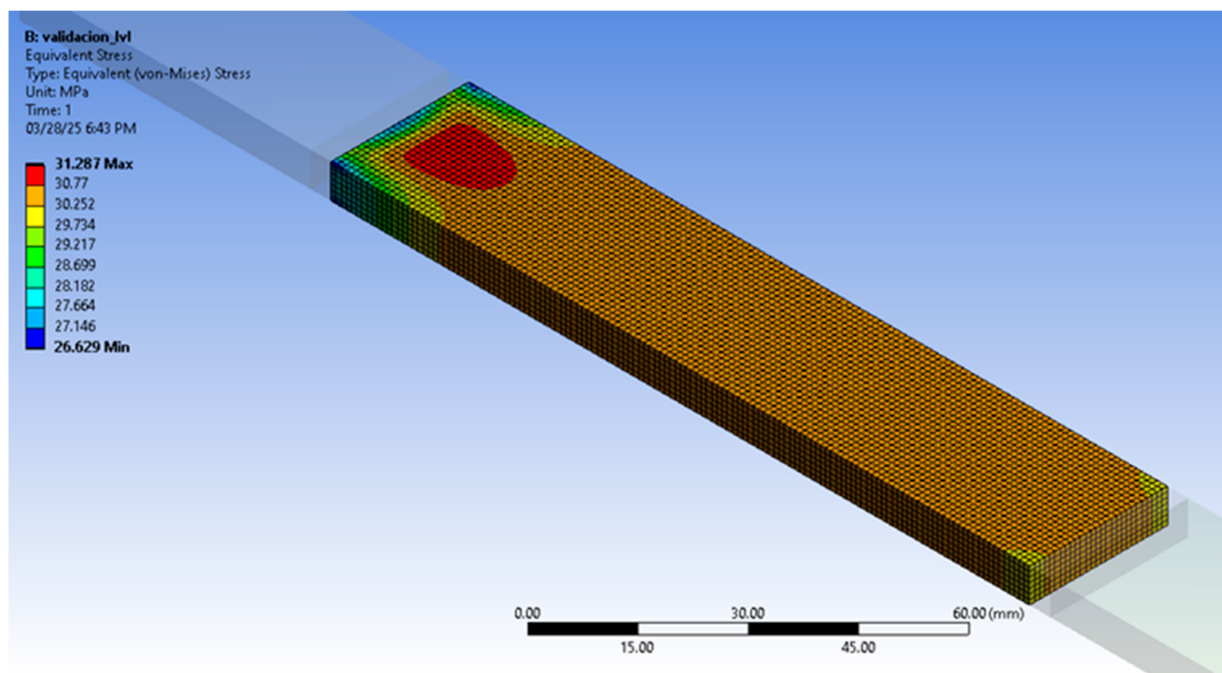


Figura 3.7: Simulación y configuración de prueba de esfuerzo de tensión de modelo 3D de laminado LVL en ANSYS 2019 R3.

Tabla 3.2: Resultados experimentales en contra de resultados simulados de prueba de tensión de laminado LVL.

Parámetro	Valor Experimental	Valor Simulado	Error (%)
Límite Elástico (MPa)	30.690	30.427	0.86
Deformación Elástica Máxima	0.0006269	0.0006598	5.25

Los resultados demostraron que el MEF puede predecir de manera efectiva la respuesta elástica del laminado LVL, respaldando la precisión de los resultados experimentales. Así, las propiedades ortotrópicas validadas pudieran emplearse en modelos computacionales para el análisis del desempeño estructural y la optimización del diseño de laminados híbridos similares en aplicaciones protésicas y de ingeniería.

3.8 Evaluación de LVL en modelo de pie protésico

Con el propósito de evaluar la factibilidad estructural del laminado LVL en un contexto protésico real, se desarrolló un modelo tridimensional de pie protésico adaptado a las características mecánicas previamente validadas para dicho material (véase la Figura 3.8). El diseño geométrico del pie utilizado fue replicado a partir del modelo propuesto por Song *et al.* [111].

El mallado del modelo del pie 3D integró por elementos de orden cuadrático tipo prisma (penta15) y hexaédricos (hex20), con elementos refinados en las regiones de contacto y transición de geometría, especialmente en la zona del arco plantar y en los extremos del talón y la punta. De esta forma, se garantizaron menores tiempos de cálculo y mayor precisión en el cálculo de los resultados.

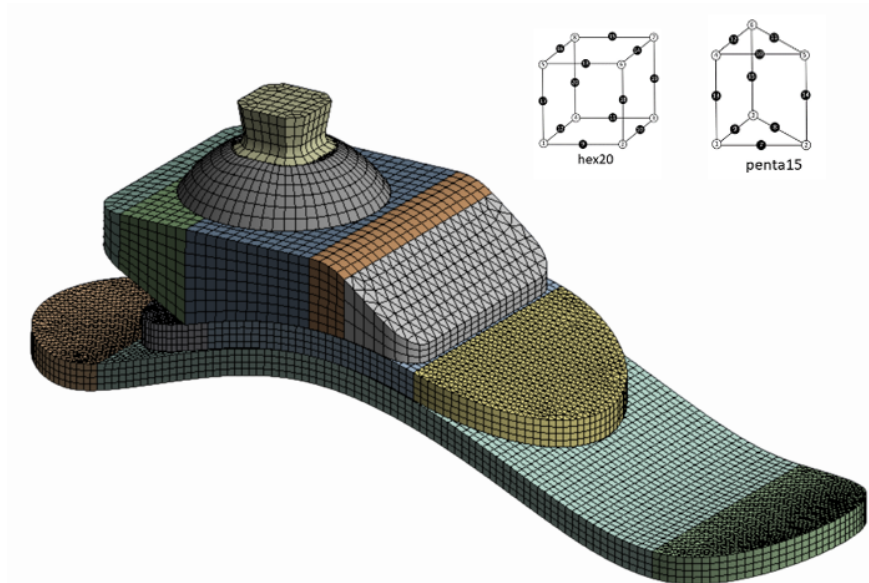


Figura 3.8: Mallado de modelo 3D de pie protésico basado en propuesta de diseño de Song *et al.* [111].

El pie protésico 3D se evaluó por medio de simulaciones estáticas que replicaron las condiciones de carga correspondientes a dos de las fases más críticas del ciclo de marcha humano, siguiendo las condiciones de frontera definidas en las normas ISO 22675 [60], KS P8403 (<https://www.kats.go.kr/>) y AOPA (<https://www.aopanet.org/>). Estas normativas definen los ángulos, cargas y puntos de aplicación que deben considerarse para representar adecuadamente el comportamiento del pie protésico durante el contacto de la punta y talón con el suelo.

En la prueba de punta, el pie protésico se posicionó con una angulación de 30° respecto al eje de la articulación efectiva del tobillo, aplicándose una carga vertical de 1320 N a la punta del modelo del pie, representativa de la fase de despegue del pie durante la marcha. Por su parte, la prueba de talón se configuró con una inclinación de 15° , aplicando la misma carga de 1320 N en la zona posterior del pie, correspondiente a la fase de contacto inicial. En ambos casos, el adaptador de la articulación del pie protésico se consideró como el elemento fijo. Refiérase a la Figura 3.9 para la visualización de las condiciones de frontera de las pruebas punta-talón realizadas.

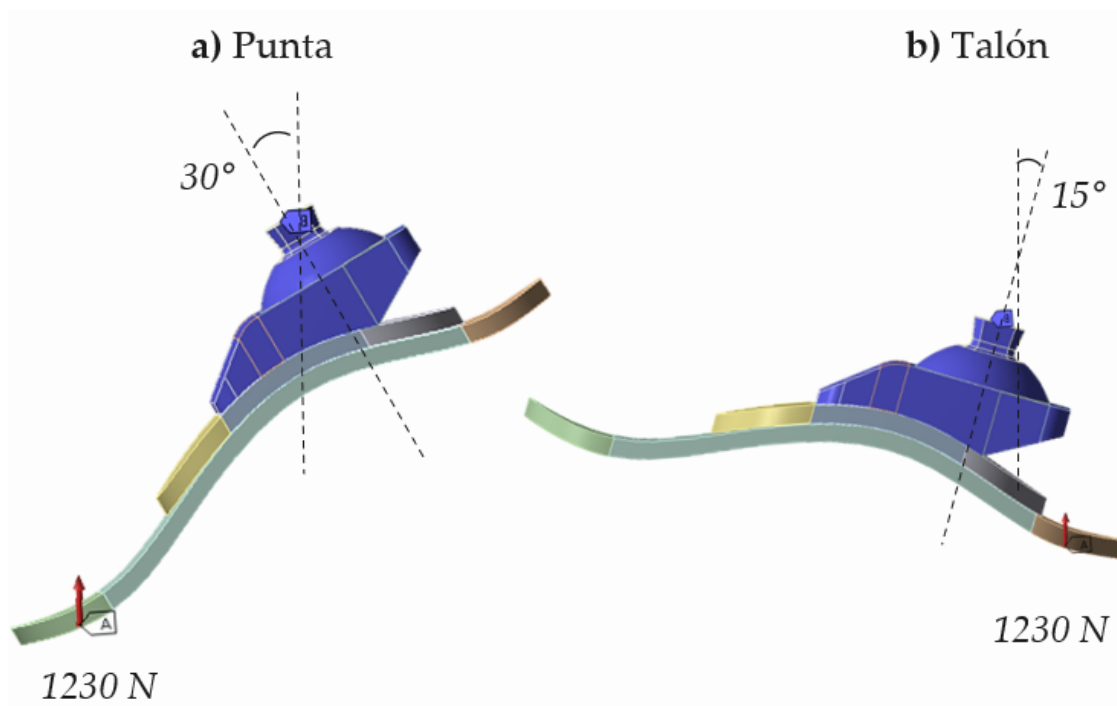


Figura 3.9: Condiciones de frontera de pruebas estáticas de pie punta-talón: (a) prueba de punta y (b) prueba de talón.

Los esfuerzos y desplazamientos obtenidos fueron analizados para verificar el cumplimiento de los criterios mínimos establecidos por los estándares, donde el desplazamiento del pie debería cumplir con ≥ 25 mm en la punta y ≥ 5 mm en el talón bajo las condiciones de carga estática especificadas.

Este análisis permitió estimar de manera preliminar la capacidad del laminado LVL para soportar las demandas mecánicas asociadas al uso protésico, según se clasifique a la punta como: rígida, flexible o dinámica. Y al talón como: dinámico o acolchonado.

3.9 Propuesta de modelo de pie protésico

A la par de los resultados obtenidos de la evaluación preliminar realizada en la Sección 3.8 y como complemento del trabajo de investigación y desarrollo para trabajos futuros, se diseñó un modelo tridimensional de un pie protésico inspirado en el diseño propuesto por Song *et al.* [111], con base en los lineamientos de la norma ISO 10328 [59].

En el concepto propuesto, el pie protésico se redujo a una estructura de una sola pieza, que comprende dos laminados paralelos separados entre si, cada uno con 1 pulgada de ancho. Esta dimensión coincide con la anchura de las probetas manufacturadas y evaluadas durante la caracterización mecánica del laminado LVL (veasé la Sección 3.3), lo que facilitaría el proceso de fabricación.

La geometría del pie se diseñó con el objetivo de cumplir con los lineamientos de la normativa internacional ISO 10328 (veasé la Figura 3.10): una longitud total de 210 mm (consistente con el diseño de Song), una altura de talón de 20 mm, y 80 mm de separación entre el suelo y la ubicación de la articulación efectiva del tobillo. La articulación del tobillo se posicionó en función de la longitud total del pie protésico para asegurar la correcta biomecánica del pie.

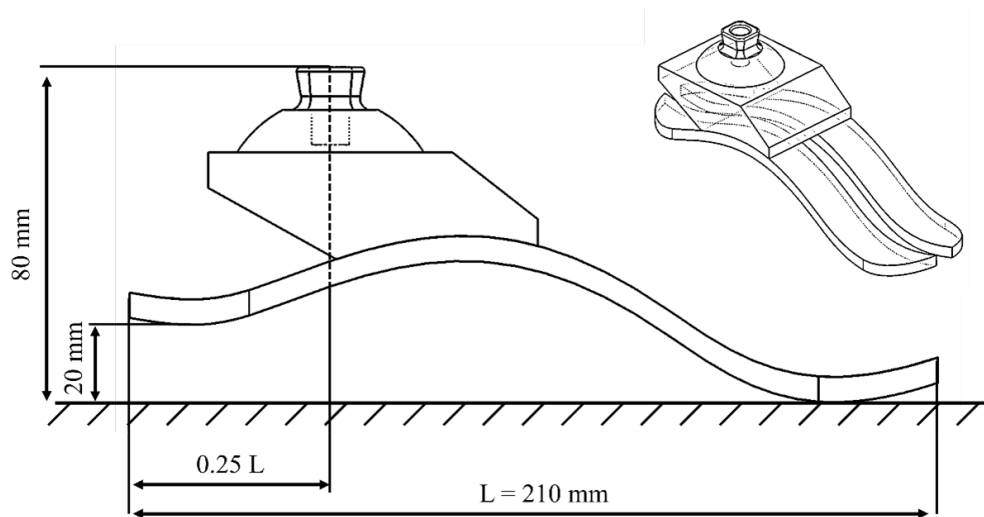


Figura 3.10: Concepto de pie protésico para aplicaciones futuras, inspirado en el diseño de Song *et al.* [111] y adaptado los requerimientos de la ISO 10328 [59].

Ambos laminados, que integran la suela del pie, proporcionan la resistencia mecánica requerida por el dispositivo, mientras que, al mismo tiempo, se cubren los aspectos ecológicos y de sustentabilidad por parte del diseño propuesto con la incorporación de laminados reforza-

dos con fibras naturales. El modelo 3D completo del pie protésico se diseñó en SolidWorks 2021 (<https://www.solidworks.com/>), lo que permitió un detallado geométrico preciso, y facilitó la realización de futuros análisis de elementos finitos y optimizaciones del proceso de fabricación de la prótesis de pie.

El presente diseño conceptual preliminar plantea las bases para la realización de estudios y trabajos de investigación futuros, que busquen realizar la integración de las propiedades del laminado LVL en una solución protésica, por medio de evaluaciones de rendimiento mecánico detalladas a través de modelos numéricos computacionales y la posterior optimización del laminado utilizado, así como del diseño de pie preliminar propuesto.

CAPÍTULO 4

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

4.1 Resultados de pruebas de tensión y flexión

Las pruebas de tensión realizadas conforme a la norma ASTM D3039 permitieron obtener las curvas esfuerzo-deformación de las configuraciones BLB, LBL, VLV y LVL. Veasé las Secciones 3.1 y 3.4.

De las cuatro configuraciones evaluadas, el laminado LVL resultó con el esfuerzo de tensión más alto (187.79 ± 8.02 MPa), y alcanzó los valores más altos de resistencia antes del fallo de la probeta. En contraste, el laminado LBL evidenció una resistencia significativamente menor de entre los cuatro laminados, con fallas prematuras atribuidas a la disposición interna y cantidad de las fibras de basalto utilizadas.

En las pruebas de flexión de tres puntos realizadas bajo la norma ASTM D790, el laminado VLV alcanzó el esfuerzo de flexión más alto (109.94 ± 7.92 MPa), LVL no presento una diferencia significativa del mismo parámetro (91.31 ± 8.43), lo cual sugiere que la combinación de vidrio y lino generan un comportamiento más estable frente a esfuerzos combinados. Cabe destacar, el laminado LVL superó el 5 % de deformación sin fracturarse, lo que demostró la gran capacidad de deformación antes del fallo. Las curvas esfuerzo-deformación de todos los laminados, mostradas en la Figura 4.1, demuestran la capacidad de carga y la flexibilidad de LVL.

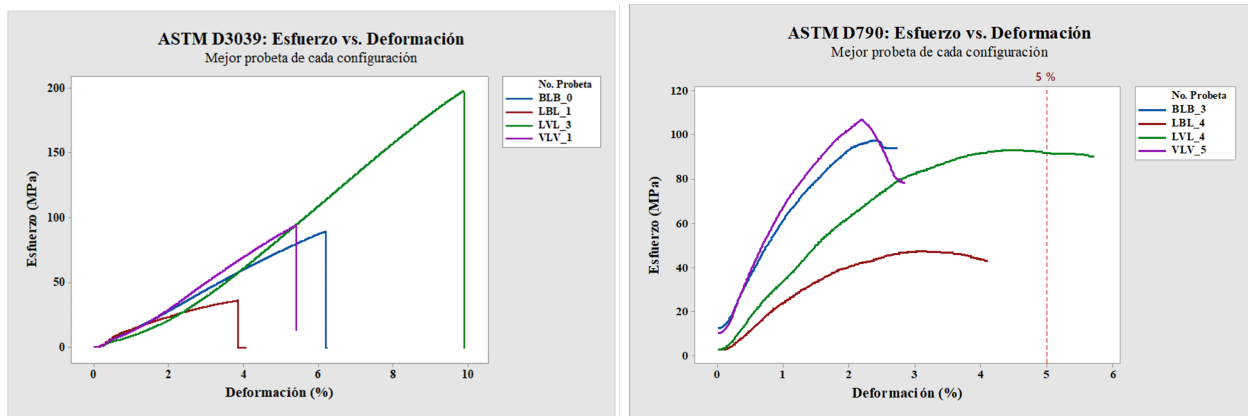


Figura 4.1: Curvas esfuerzo-deformación de ambas condiciones de prueba: (a) tensión y (b) flexión.

El análisis estadístico de los resultados indicó que las diferencias entre las cuatro configuraciones propuestas son significativas con un nivel de confianza del 95 %. Específicamente, el laminado LVL se distinguió de LBL y BLB en términos de esfuerzo y deformación máxima, y rigidez, por su parte, VLV pudiera ser considerado como el segundo mejor laminado de entre los cuatro, no obstante, esta muy por debajo de las capacidades mecánicas de LVL. Estos resultados confirman que la buena sinergia y propiedades que genera el uso de fibras de naturales (lino) y sintéticas (vidrio) en un laminado híbrido. En general, LVL mostró una mejor respuesta mecánica sobre las demás configuraciones en términos de rendimiento ante condiciones de tensión y flexión. La Tabla 4.1 muestra las propiedades mecánicas promedio de las probetas evaluadas bajo condiciones de tensión y flexión.

Tabla 4.1: Propiedades mecánicas experimentales de tensión y flexión de laminados, determinados conforme a las normas ASTM D3039 y ASTM D790.

Laminado	Esfuerzo de tensión (MPa)	Deformación a tensión (%)	Esfuerzo de flexión (MPa)	Deformación a flexión (%) ¹
BLB	86.04 ± 2.55	5.85 ± 0.20	94.24 ± 9.84	2.26
LBL	27.48 ± 5.15	3.34 ± 0.41	54.17 ± 2.94	3.05
VLV	89.62 ± 3.69	5.28 ± 0.24	109.94 ± 7.92	2.41
LVL	187.79 ± 8.02	9.57 ± 0.53	91.31 ± 8.43	3.60

¹ Para fines comparativos, la deformación a flexión se calculó considerando un desplazamiento de carga constante de 30 mm, independientemente de si la probeta ya había fallado o no.

4.2 Caracterización ortotrópica del laminado LVL

Una vez identificado el LVL como la configuración de mejor desempeño, se procedió a caracterizarlo en las direcciones longitudinal y transversal (vease la Sección 3.6). Las pruebas de tensión permitieron aproximar las propiedades ortotrópicas fundamentales (módulos elásticos, coeficientes de Poisson, y módulos cortantes) para su representación por medio del MEF.

El grupo de probetas con la orientación original de la secuencia de apilado del laminado LVL se utilizó para obtener las propiedades mecánicas longitudinales. Las probetas LVL la rotación de capas a 90° se emplearon para aproximar las propiedades transversales. Dada la naturaleza cuasi-isotrópica de la secuencia de apilado, la diferencia en las propiedades de ambas direcciones fue mínima. Los parámetros obtenidos experimentalmente fueron el

módulo elástico longitudinal E_1 , módulo elástico transversal E_2 , carga máxima, esfuerzo de tensión máximo, y deformación longitudinal máxima. Los módulos cortantes G_{12} y G_{23} se estimaron utilizando ecuaciones empíricas con base en los valores medidos del módulo elástico. Los coeficientes de Poisson ν_{12} y ν_{23} se obtuvieron del promedio de los valores utilizados en la literatura [41, 75, 84, 112, 120–122]. Véase la Tabla 4.2 para mayor detalle sobre las propiedades ortotrópicas determinadas.

Tabla 4.2: Propiedades mecánicas elásticas ortotrópicas del laminado LVL.

Propiedad	Símbolo	Valor
Propiedades Elásticas		
Módulo Elástico, Longitudinal (GPa)	E_1	75.56 + 13.39
Módulo Elástico, Transversal (GPa)	$E_2 = E_3$	71.26 + 6.57
Coefficiente de Poisson (Longitudinal–Transversal)	$\nu_{12} = \nu_{13}$	0.31 + 0.09
Coefficiente de Poisson (Transversal–Radial)	ν_{23}	0.35 + 0.16
Módulo Cortante (Longitudinal–Transversal, GPa)	$G_{12} = G_{13}$	37.66
Módulo Cortante (Transversal–Radial, GPa)	G_{23}	26.39
Propiedades de Resistencia		
Carga Máxima (kN)	F_{max}	26.50 + 1.51
Esfuerzo Máximo (MPa)	σ_{max}	153.07 + 4.55
Deformación Máxima (%)	ε_{max}	1.58 + 0.08
Límite Elástico (MPa)	σ_{yield}	30.17 + 2.10

De acuerdo con los resultados obtenidos, el laminado LVL posee mejores características mecánicas que bastantes compuestos reforzados con fibras naturales documentados en la literatura. Su módulo elástico longitudinal 75.56 ± 13.39 GPa es mayor que 17.33–32 GPa correspondientes a los laminados reportados para los laminados lino/epoxi [113, 122], y lino/basalto/epoxi [115]. Por otro lado, el módulo elástico transversal de 71.26 ± 6.57 GPa es superior al obtenido por Abida *et al.* [114] con su laminado lino/epoxi (7.4 GPa), y a los compuestos de vidrio/epoxi de Lian *et al.* [123], y Almula *et al.* [41] (10.1–11.3 GPa). Estos resultados sugieren que el diseño LVL ofrece mayor rigidez, debido a la orientación óptima de las fibras y la interacción entre las fibras de lino y las fibras de vidrio.

También, el laminado LVL tuvo un mejor rendimiento en relación con el módulo cortante que algunos de los laminados híbridos de fibras naturales de la literatura. El laminado de lino/basalto/epoxi de Giammaria *et al.* [115] se encontró entre 0.8–2.65 GPa, lo cual se superó por el módulo cortante sobre el plano de LVL con 37.66 GPa. Con 26.39 GPa, el módulo

cortante fuera del plano excedió significativamente al laminado híbrido vidrio/basalto/epoxi de Almula *et al.* [41] el cual fue de 3.35 GPa. Estos resultados sugieren que el laminado LVL es una opción prometedora para aplicaciones estructurales cuando se prevén condiciones de carga de tensión multiaxial, debido a su alta resistencia a la deformación cortante.

En términos de características de resistencia, el laminado LVL exhibió un esfuerzo máximo de 153.06 ± 4.55 MPa, el cual fue mayor que los valores documentados para el laminado híbrido fabricado de kenaf/yute/epoxi (88.08 MPa) [83]. NFRC como el lino/epoxi, diseñado por Moudood *et al.* [75] proyectó un rango de deformación máxima de 1.87–2.64 %, comparable al de LVL, considerando que su laminado se constituyó exclusivamente por diez capas de lino. En general, los resultados confirman que el laminado LVL ofrece una mejora significativa con respecto a los compuestos tradicionales reforzados con fibras naturales en términos de rigidez, resistencia a esfuerzos cortantes y resistencia a la tensión. Estas mejoras lo convierten en una alternativa viable y sustentable para aplicaciones de ingeniería que requieren un alto rendimiento mecánico, al mismo tiempo que mantienen una composición de materiales respetuosa con el medio ambiente.

4.3 Resultados del modelo numérico de elementos finitos

El modelo de elementos finitos, desarrollado para replicar el comportamiento a tracción del laminado LVL (vease la Sección 3.7), mostró concordancia con las mediciones experimentales. La simulación, en la cual se aplicó un factor de ajuste de 1.2 tanto a los módulos elásticos ortotrópicos como a los de corte, exhibió un esfuerzo promedio de 30.427 MPa, valor muy cercano al promedio experimental de 30.69 MPa (error de 0.86 %). Asimismo, el desplazamiento longitudinal máximo obtenido en la simulación, al calcularse sobre una longitud de calibración de 50 mm, resultó en una deformación de 0.0006598, en comparación con la medición experimental de 0.0006269, correspondiente a un error de 5.25 % (vease la Figura 4.2).

Estos resultados confirman que el MEF predice de manera confiable el comportamiento elástico del laminado LVL. La correlación entre los datos de esfuerzo-deformación simulados y experimentales refuerza la validez de las propiedades ortotrópicas medidas y demuestra la eficacia del modelo para representar el comportamiento mecánico del laminado dentro del rango elástico del material.

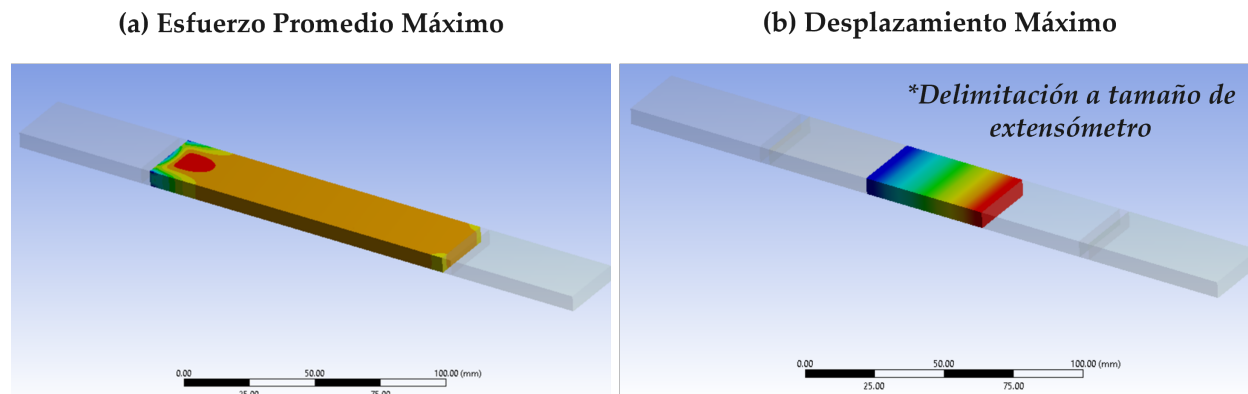


Figura 4.2: Resultados gráficos de MEF de probeta de laminado LVL: resultados de (a) esfuerzo de tensión y (b) de desplazamiento máximo.

Además, la fiabilidad del modelo numérico sugiere que este enfoque puede extenderse para predecir el comportamiento mecánico elástico de modelos protésicos 3D, y evaluar dichos modelos bajo diversos escenarios de carga en estudios futuros. Procesos similares han sido empleados con éxito para evaluar materiales de pies protésicos, como se desarrolló en el estudio de Santana *et al.* [70], Sehar *et al.* [67] y Song *et al.* [111]. Por otro lado, investigaciones como las de Mankai *et al.* [124] y Nurhanisah *et al.* [10] presentan enfoques similares, pero aplicados al socket protésico fabricado con fibras naturales de la planta de alfa y kenaf, respectivamente.

4.4 Análisis de elementos finitos de LVL en pie protésico

Con el objetivo de analizar el desempeño estructural del laminado LVL en un escenario de uso protésico realista, se realizó una simulación numérica en un modelo tridimensional de pie protésico replicado del diseño propuesto por Song *et al.* [111] (véase la Sección 3.8 para mayor detalle). Se asignaron las propiedades ortotrópicas previamente validadas experimentalmente para el laminado LVL (véase la Sección 3.6), con el propósito de evaluar su respuesta bajo condiciones de carga equivalentes a fases críticas del ciclo de marcha.

El análisis se efectuó considerando dos configuraciones estáticas principales: prueba de punta y prueba de talón (veasé la Figura 3.9), en concordancia con los lineamientos de las normas ISO 22675, KS P8403 y AOPA. Veasé la Sección 3.8 para mayor detalle sobre las condiciones de frontera de las pruebas punta-talón.

Los resultados obtenidos en el análisis numérico mostraron que el laminado LVL presentó una rigidez alta para su uso como material estructural principal en pies protésicos (véase la Figura 4.3). Los desplazamientos máximos registrados fueron de 6.88 mm en la punta y 0.1035 mm en el talón, valores muy por debajo de los mínimos requeridos por las normas de referencia (≥ 25 mm y ≥ 5 mm, respectivamente). En función de las métricas normativas, el pie se clasificó dentro de la categoría “Rígido”, lo cual implica un comportamiento inelástico y un bajo retorno de energía.

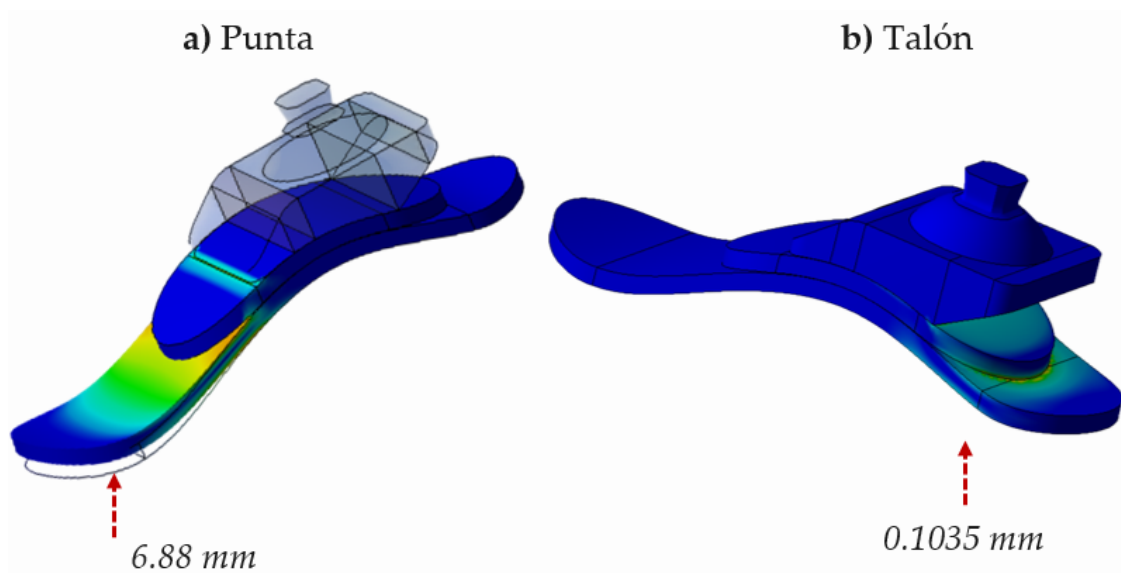


Figura 4.3: Resultados del MEF de laminado LVL en pie protésico 3D: (a) prueba de punta, y (b) prueba de talón.

El módulo elástico del laminado LVL (75.56 ± 13.39 GPa) evidenció una alta resistencia estructural, pero una flexibilidad reducida. Si bien esta propiedad confirma una excelente relación peso-resistencia, no satisface los requerimientos elásticos que un pie protésico debe cumplir para garantizar un comportamiento dinámico adecuado. En consecuencia, sus características mecánicas lo vuelven óptimo para aplicaciones estructurales y/o de soporte rígido.

La búsqueda de materiales sustentables, asequibles y funcionales en el campo protésico no se limita exclusivamente al diseño de pies. En la literatura, se han explorado alternativas que emplean fibras naturales en componentes distintos, especialmente en el socket de prótesis de miembro inferior, el cual requiere de resistencia estructural, y no de flexibilidad significativa. Estudios como el de Mankai *et al.* [124] y Nurhanisah *et al.* [10] han demostrado la viabilidad de estos materiales en componentes de soporte.

Nurhanisah *et al.* desarrolló un socket híbrido de fibras de vidrio-kenaf, que logró esfuerzos de flexión entre 6 y 7 MPa, mientras que el laminado LVL evaluado en este estudio exhibió valores de 70 a 90 MPa, es decir, un orden de magnitud significativamente superior. De forma similar, Mankai *et al.* reportó una carga máxima soportada de 2900 N para un socket de fibras de esparto, mientras que el laminado LVL resistió hasta 5,255.62 N antes de la falla. Estas comparaciones confirman la superior capacidad estructural del LVL. La Figura 4.4 muestra una serie de gráficos comparativos adicionales de parámetros mecánicos (esfuerzo máximo, deformación máxima, módulo cortante fuera y dentro del plano) del laminado LVL en contra NFRPCs de la literatura.

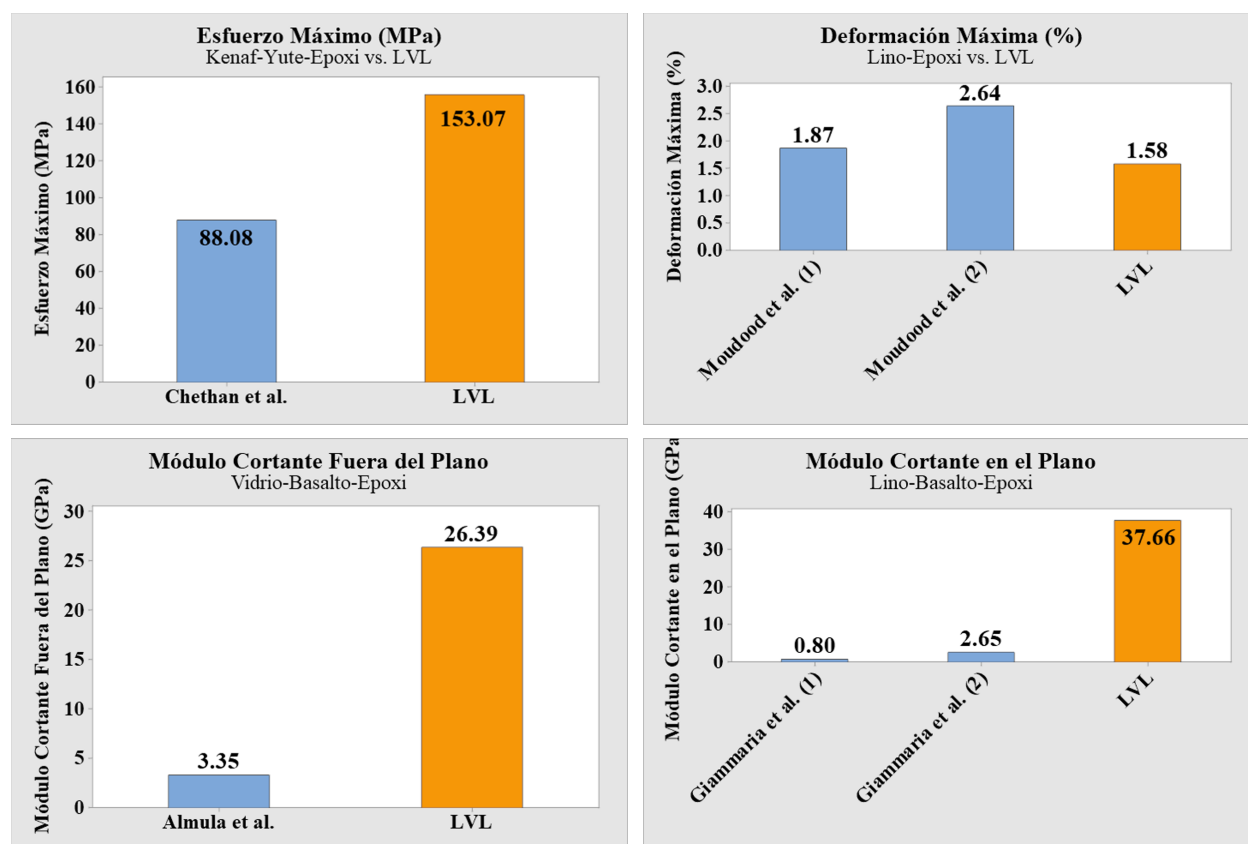


Figura 4.4: Gráficas comparativas de parámetros mecánicos de laminado LVL vs. NFRPCs propuestos en la literatura [41, 75, 82, 115].

Dado este comportamiento, el laminado LVL se alza como candidato idóneo para dispositivos protésicos como órtesis o componentes que requieren soporte estructural y mínima deformación, más que flexibilidad. Las órtesis, a diferencia de las prótesis, no reemplazan un segmento corporal, sino que brindan apoyo mecánico o corrección funcional a una extremi-

dad existente. En este tipo de dispositivos, la alta rigidez del laminado LVL representa una ventaja, al permitir estructuras ligeras, resistentes y estables.

En conjunto, los resultados del análisis numérico establecen un marco de referencia para el uso potencial del laminado LVL en aplicaciones protésicas alternativas, donde la prioridad no sea el retorno de energía sino la resistencia, durabilidad y estabilidad estructural.

CAPÍTULO 5

CONCLUSIONES

El presente trabajo de investigación tuvo como propósito principal evaluar el desempeño mecánico y funcional de una serie de laminados híbridos reforzados con fibras naturales y sintéticas (veasé la Sección 3.1), con especial énfasis en la configuración LVL (lino–vidrio–lino), considerando su posible aplicación en dispositivos protésicos de miembro inferior. A través de la caracterización experimental, el modelado numérico y la evaluación bajo condiciones representativas de uso real, se establecieron parámetros fundamentales para el entendimiento de las capacidades y limitaciones de este material.

En los ensayos experimentales de tensión y flexión (veasé la Sección 4.1), el laminado LVL demostró un comportamiento mecánico superior al resto de las configuraciones estudiadas (BLB, LBL y VLV). Dicho laminado evidenció una excelente rigidez y una adecuada adhesión interlaminar de las capas de fibras naturales y sintéticas. El análisis estadístico confirmó la existencia de diferencias significativas entre configuraciones (veasé la Sección 3.5), consolidando al LVL como el laminado de mejor desempeño estructural dentro del conjunto evaluado.

La caracterización ortotrópica del laminado LVL permitió determinar propiedades diferenciadas en las direcciones longitudinal y transversal (veasé la Sección 4.2), así, poder ser representado mediante modelos de elementos finitos. Esta información fue esencial para la simulación numérica (veasé la Sección 4.3) y la posterior evaluación del material en un modelo 3D de un pie protésico.

Al aplicar las propiedades ortotrópicas determinadas para LVL en el modelo 3D del pie replicado del diseño de Song *et al.*, los resultados numéricos mostraron que, si bien el laminado posee una alta resistencia y excelente relación peso-rigidez, su baja flexibilidad lo clasifica dentro de la categoría “rígido”, según las métricas normativas ISO 22675, KS P8403 y AOPA (veasé la Sección 4.4). Los desplazamientos obtenidos (6.88 mm en la punta y 0.1035 mm en el talón) quedaron muy por debajo de los valores mínimos requeridos (≥ 25 mm y ≥ 5 mm, respectivamente), confirmando que el material no cumple con los requisitos de deformación necesarios para pies protésicos dinámicos.

A pesar de ello, los resultados obtenidos demuestran que el laminado LVL ofrece un potencial considerable para aplicaciones estructurales dentro del ámbito protésico, especialmente en componentes que demandan alta rigidez y estabilidad, *v. gr.* sockets, adaptadores o sistemas de soporte (veasé la Sección 4.4). Por ejemplo, su utilización en el diseño y fabricación de órtesis, dispositivos que, a diferencia del pie protésico, requieran estructuras de soporte rígidas capaces de ofrecer corrección, contención o alineación funcional.

Además, los resultados refuerzan la viabilidad de continuar investigando la integración de fibras naturales en materiales compuestos para el desarrollo de soluciones sustentables y accesibles, sin comprometer el rendimiento mecánico del material. El enfoque híbrido empleado combinando fibras naturales y sintéticas, se presenta como una alternativa prometedora para reducir el impacto ambiental asociado a los materiales sintéticos convencionales y, al mismo tiempo, fomentar el desarrollo e implementación de materiales avanzados en el campo biomédico.

En conclusión, el laminado LVL validado en este estudio representa un paso importante hacia el desarrollo de materiales alternativos sustentables para aplicaciones en ingeniería protésica. No obstante, su aplicación directa en pies protésicos requiere modificaciones de diseño que compensen su rigidez inherente, mediante configuraciones geométricas y cambios en la secuencia de apilado del laminado que permitan un generar un mayor rango de flexión controlada. El trabajo sienta las bases para el desarrollo de futuras investigaciones orientadas a la optimización de la composición del material, ampliando su rango de aplicación dentro de los dispositivos de asistencia biomecánica. A su vez, implementar el diseño de pie protésico tridimensional para la evaluación no solo del laminado LVL, sino de cualquier material experimental considerado una alternativa como material de fabricación para una prótesis de pie.

REFERENCIAS

- [1] R. A. Preece et al., “A Systematic Review and Narrative Synthesis of Risk Prediction Tools Used to Estimate Mortality, Morbidity, and Other Outcomes Following Major Lower Limb Amputation,” *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, vol. 62, no. 1, pp. 127–135, 2021. DOI: [10.1016/j.ejvs.2021.02.038](https://doi.org/10.1016/j.ejvs.2021.02.038)
- [2] J. A. Columbo et al., “Patient Experience of Recovery After Major Leg Amputation for Arterial Disease,” *Vascular and Endovascular Surgery*, vol. 52, no. 4, pp. 262–268, May 2018. DOI: [10.1177/1538574418761984](https://doi.org/10.1177/1538574418761984)
- [3] H. Franklin, M. Rajan, C.-L. Tseng, L. Pogach, A. Sinha, and M. MPH, “Cost of lower-limb amputation in U.S. veterans with diabetes using health services data in fiscal years 2004 and 2010,” *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 51, no. 8, pp. 1325–1330, 2014. DOI: [10.1682/JRRD.2013.11.0249](https://doi.org/10.1682/JRRD.2013.11.0249)
- [4] N. Ahmad, G. N. Thomas, P. Gill, C. Chan, and F. Torella, “Lower limb amputation in England: prevalence, regional variation and relationship with revascularisation, deprivation and risk factors. A retrospective review of hospital data,” *Journal of the Royal Society of Medicine*, vol. 107, no. 12, pp. 483–489, Dec. 2014. DOI: [10.1177/0141076814557301](https://doi.org/10.1177/0141076814557301)
- [5] B. Imam, W. C. Miller, H. C. Finlayson, J. J. Eng, and T. Jarus, “Incidence of lower limb amputation in Canada,” *Canadian Journal of Public Health*, vol. 108, no. 4, pp. 374–380, Jul. 2017. DOI: [10.17269/CJPH.108.6093](https://doi.org/10.17269/CJPH.108.6093)
- [6] C.-A. Behrendt et al., “International Variations in Amputation Practice: A VAS-CUNET Report,” *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, vol. 56, no. 3, pp. 391–399, Sep. 2018. DOI: [10.1016/j.ejvs.2018.04.017](https://doi.org/10.1016/j.ejvs.2018.04.017)
- [7] A. Rouhani and S. Mohajerzadeh, “An epidemiological and etiological report on lower extremity amputation in northwest of iran,” *The archives of bone and joint surgery*, vol. 1, no. 2, pp. 103–6, Dec. 2013.
- [8] J. Shaw et al., “Quality of life and complications in lower limb amputees in Tanzania: results from a pilot study,” *The Lancet Global Health*, vol. 6, S18, Mar. 2018. DOI: [10.1016/S2214-109X\(18\)30147-5](https://doi.org/10.1016/S2214-109X(18)30147-5)
- [9] N. Cisneros-González et al., “Lower extremity amputation rates in diabetic patients,” *Revista medica del Instituto Mexicano del Seguro Social*, vol. 54, no. 4, pp. 472–479, 2016.
- [10] M. H. Nurhanisah, F. Hashemi, M. T. Paridah, M. Jawaid, and J. Naveen, “Mechanical properties of laminated kenaf woven fabric composites for below-knee prosthesis socket application,” *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, vol. 368, no. 1, 2018. DOI: [10.1088/1757-899X/368/1/012050](https://doi.org/10.1088/1757-899X/368/1/012050)
- [11] T. DeWees, “Transtibial Prosthetics,” in *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation*, Elsevier, 2020, pp. 605–634. DOI: [10.1016/B978-0-323-60913-5.00023-4](https://doi.org/10.1016/B978-0-323-60913-5.00023-4)
- [12] E. Vázquez and E. Wiecher, *Los amputados y su rehabilitación*. 2016, p. 162.

- [13] G. Rayman, S. T. Krishnan, N. R. Baker, A. M. Wareham, and A. Rayman, “Are We Underestimating Diabetes-Related Lower-Extremity Amputation Rates?” *Diabetes Care*, vol. 27, no. 8, pp. 1892–1896, Aug. 2004. DOI: [10.2337/diacare.27.8.1892](https://doi.org/10.2337/diacare.27.8.1892)
- [14] C. L. McDonald, S. Westcott-McCoy, M. R. Weaver, J. Haagsma, and D. Kartin, “Global prevalence of traumatic non-fatal limb amputation,” *Prosthetics and Orthotics International*, 2020. DOI: [10.1177/0309364620972258](https://doi.org/10.1177/0309364620972258)
- [15] E. Klodd, A. Hansen, S. Fatone, and M. Edwards, “Effects of prosthetic foot forefoot flexibility on gait of unilateral transtibial prosthesis users,” *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 47, no. 9, pp. 899–910, 2010. DOI: [10.1682/JRRD.2009.10.0166](https://doi.org/10.1682/JRRD.2009.10.0166)
- [16] E. A. Abbod and K. K. Resan, “Review on the Interface Pressure Measurement for Below Knee Prosthetic Socket,” *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, vol. 1094, no. 1, p. 012036, Feb. 2021. DOI: [10.1088/1757-899X/1094/1/012036](https://doi.org/10.1088/1757-899X/1094/1/012036)
- [17] S. Kumar, A. Manna, and R. Dang, “A review on applications of natural Fiber-Reinforced composites (NFRCs),” *Materials Today: Proceedings*, no. xxxx, 2021. DOI: [10.1016/j.matpr.2021.09.131](https://doi.org/10.1016/j.matpr.2021.09.131)
- [18] D. D. Stokke, Q. Wu, and G. Han, “Wood and Natural Fiber Composites: An Overview,” *Introduction to Wood and Natural Fiber Composites*, pp. 1–17, 2013. DOI: [10.1002/9780470711804.ch1](https://doi.org/10.1002/9780470711804.ch1)
- [19] Q. Tan, C. Wu, L. Li, W. Shao, and M. Luo, “Nanomaterial-Based Prosthetic Limbs for Disability Mobility Assistance: A Review of Recent Advances,” *Journal of Nanomaterials*, vol. 2022, W. Li, Ed., pp. 1–10, Mar. 2022. DOI: [10.1155/2022/3425297](https://doi.org/10.1155/2022/3425297)
- [20] D. Chung, “Composite Materials,” in *Kirk-Othmer Encyclopedia of Chemical Technology*, 35, vol. 82, Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, Inc., Jun. 2015, pp. 1–39. DOI: [10.1002/0471238961.1921182213151820.a01.pub3](https://doi.org/10.1002/0471238961.1921182213151820.a01.pub3)
- [21] R. Hsissou, R. Seghiri, Z. Benzekri, M. Hilali, M. Rafik, and A. Elharfi, “Polymer composite materials: A comprehensive review,” *Composite Structures*, vol. 262, no. January, p. 113640, Apr. 2021. DOI: [10.1016/j.compstruct.2021.113640](https://doi.org/10.1016/j.compstruct.2021.113640)
- [22] M. De Araújo, “Natural and man-made fibres: Physical and mechanical properties,” in *Fibrous and Composite Materials for Civil Engineering Applications*, Elsevier, 2011, pp. 3–28. DOI: [10.1533/9780857095583.1.3](https://doi.org/10.1533/9780857095583.1.3)
- [23] T. J. Singh and S. Samanta, “Characterization of Kevlar Fiber and Its Composites: A Review,” *Materials Today: Proceedings*, vol. 2, no. 4-5, pp. 1381–1387, 2015. DOI: [10.1016/j.matpr.2015.07.057](https://doi.org/10.1016/j.matpr.2015.07.057)
- [24] M. Etcheverry and S. E. Barbosa, “Glass Fiber Reinforced Polypropylene Mechanical Properties Enhancement by Adhesion Improvement,” *Materials*, vol. 5, no. 12, pp. 1084–1113, Jun. 2012. DOI: [10.3390/ma5061084](https://doi.org/10.3390/ma5061084)
- [25] R. Kozłowski and M. Władyska-Przybylak, “Uses of Natural Fiber Reinforced Plastics,” in *Natural Fibers, Plastics and Composites*, Boston, MA: Springer US, 2004, pp. 249–274. DOI: [10.1007/978-1-4419-9050-1_14](https://doi.org/10.1007/978-1-4419-9050-1_14)

- [26] D. D. Stokke, Q. Wu, and G. Han, "Natural Fiber and Plastic Composites," *Introduction to Wood and Natural Fiber Composites*, pp. 237–285, 2013. DOI: [10.1002/9780470711804.ch8](https://doi.org/10.1002/9780470711804.ch8)
- [27] D. Thapliyal et al., "Natural Fibers Composites: Origin, Importance, Consumption Pattern, and Challenges," *Journal of Composites Science*, vol. 7, no. 12, p. 506, Dec. 2023. DOI: [10.3390/jcs7120506](https://doi.org/10.3390/jcs7120506)
- [28] S. Dixit, R. Goel, A. Dubey, P. R. Shivhare, and T. Bhalavi, "Natural Fibre Reinforced Polymer Composite Materials - A Review," *Polymers from Renewable Resources*, vol. 8, no. 2, pp. 71–78, May 2017. DOI: [10.1177/204124791700800203](https://doi.org/10.1177/204124791700800203)
- [29] M. Tajvidi and A. Takemura, "Recycled Natural Fiber Polypropylene Composites: Water Absorption/Desorption Kinetics and Dimensional Stability," *Journal of Polymers and the Environment*, vol. 18, no. 4, pp. 500–509, Dec. 2010. DOI: [10.1007/s10924-010-0215-y](https://doi.org/10.1007/s10924-010-0215-y)
- [30] C. Liu et al., "Biodegradable, Hygienic, and Compostable Tableware from Hybrid Sugarcane and Bamboo Fibers as Plastic Alternative," *Matter*, vol. 3, no. 6, pp. 2066–2079, Dec. 2020. DOI: [10.1016/j.matt.2020.10.004](https://doi.org/10.1016/j.matt.2020.10.004)
- [31] X. Zhao et al., "Recycling of natural fiber composites: Challenges and opportunities," *Resources, Conservation and Recycling*, vol. 177, no. September 2021, p. 105962, 2022. DOI: [10.1016/j.resconrec.2021.105962](https://doi.org/10.1016/j.resconrec.2021.105962)
- [32] W. C. Lee, M. Zhang, P. P. Chan, and D. A. Boone, "Gait analysis of low-cost flexible-shank transtibial prostheses," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 14, no. 3, pp. 370–377, 2006. DOI: [10.1109/TNSRE.2006.881540](https://doi.org/10.1109/TNSRE.2006.881540)
- [33] E. Gogna, R. Kumar, Anurag, A. K. Sahoo, and A. Panda, "A Comprehensive Review on Jute Fiber Reinforced Composites," in 2019, pp. 459–467. DOI: [10.1007/978-981-13-6412-9_45](https://doi.org/10.1007/978-981-13-6412-9_45)
- [34] K. Carroll, J. Rheinstein, and E. Pollard, *Understanding and selecting prosthetic feet*, 4th ed. Elsevier Inc., 2019, pp. 566–576. DOI: [10.1016/B978-0-323-60913-5.00021-0](https://doi.org/10.1016/B978-0-323-60913-5.00021-0)
- [35] X. Zhao et al., "Bio-treatment of poplar via amino acid for interface control in bio-composites," *Composites Part B: Engineering*, vol. 199, p. 108276, Oct. 2020. DOI: [10.1016/j.compositesb.2020.108276](https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2020.108276)
- [36] L. Wei, A. G. McDonald, C. Freitag, and J. J. Morrell, "Effects of wood fiber esterification on properties, weatherability and biodurability of wood plastic composites," *Polymer Degradation and Stability*, vol. 98, no. 7, pp. 1348–1361, Jul. 2013. DOI: [10.1016/j.polyimdegradstab.2013.03.027](https://doi.org/10.1016/j.polyimdegradstab.2013.03.027)
- [37] R. Shrivastava, A. Telang, R. Rana, and R. Purohit, "Mechanical Properties of Coir/G Lass Fiber Epoxy Resin Hybrid Composite," *Materials Today: Proceedings*, vol. 4, no. 2, pp. 3477–3483, 2017. DOI: [10.1016/j.matpr.2017.02.237](https://doi.org/10.1016/j.matpr.2017.02.237)

- [38] S. S. Choobbor, R. A. Hawileh, A. Abu-Obeidah, and J. A. Abdalla, "Performance of hybrid carbon and basalt FRP sheets in strengthening concrete beams in flexure," *Composite Structures*, vol. 227, no. March, 2019. DOI: [10.1016/j.compstruct.2019.111337](https://doi.org/10.1016/j.compstruct.2019.111337)
- [39] N. Johri, G. Agarwal, R. K. Mishra, and H. Thakur, "FEM analysis of polymeric hybrid composites," *Materials Today: Proceedings*, no. xxxx, 2021. DOI: [10.1016/j.matpr.2021.12.248](https://doi.org/10.1016/j.matpr.2021.12.248)
- [40] K. Ismail, M. Sultan, A. Shah, M. Jawaid, and S. Safri, "Low velocity impact and compression after impact properties of hybrid bio-composites modified with multi-walled carbon nanotubes," *Composites Part B: Engineering*, vol. 163, pp. 455–463, Apr. 2019. DOI: [10.1016/j.compositesb.2019.01.026](https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2019.01.026)
- [41] T. A. Almula, A. H. Khuder, M. Y. Yahya, and A. Ayob, "Numerical Investigation of Hybrid of Eglass and Basalt Fiber Reinforced Epoxy Tube Pressurized Internally," *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, vol. 638, no. 1, 2019. DOI: [10.1088/1757-899X/638/1/012012](https://doi.org/10.1088/1757-899X/638/1/012012)
- [42] K. Miller, "Computational biomechanics for medicine," *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, vol. 27, no. 3, pp. 345–346, 2011. DOI: [10.1002/cnm.1434](https://doi.org/10.1002/cnm.1434)
- [43] D. C. Simkins and J. B. Alford, "The Role of Computational Tools in Biomechanics," in *Biomechanics of the Female Pelvic Floor*, Elsevier, 2016, pp. 351–366. DOI: [10.1016/B978-0-12-803228-2.00017-9](https://doi.org/10.1016/B978-0-12-803228-2.00017-9)
- [44] T. M. Balaramakrishnan, S. Natarajan, and S. Sujatha, "Biomechanical design framework for prosthetic feet: Experimentally validated non-linear finite element procedure," *Medical Engineering and Physics*, vol. 92, pp. 64–70, 2021. DOI: [10.1016/j.medengphy.2021.04.006](https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2021.04.006)
- [45] D. ArunKumar, V. Kaushik, and R. P. Raghavedra, "Tensile and Impact properties of jute/glass and jute/carbon fiber reinforced polypropylene," *J Polym Compos*, vol. 4, no. 3, pp. 35–9, 2016.
- [46] A. A. Mohammed, D. Bachtiar, J. P. Siregar, M. R. Rejab, and S. F. Hasany, "Physicochemical Study of Eco-Friendly Sugar Palm Fiber Thermoplastic Polyurethane Composites," *BioResources*, vol. 11, no. 4, pp. 9438–9454, 2016. DOI: [10.15376/BIORES.11.4.9438-9454](https://doi.org/10.15376/BIORES.11.4.9438-9454)
- [47] N. Saba, M. Paridah, and M. Jawaid, "Mechanical properties of kenaf fibre reinforced polymer composite: A review," *Construction and Building Materials*, vol. 76, pp. 87–96, Feb. 2015. DOI: [10.1016/j.conbuildmat.2014.11.043](https://doi.org/10.1016/j.conbuildmat.2014.11.043)
- [48] D. Lascano, J. Valcárcel, R. Balart, L. Quiles-Carrillo, and T. Boronat, "Manufacturing of composite materials with high environmental efficiency using epoxy resin of renewable origin and permeable light cores for vacuum-assisted infusion molding," *Ingenius*, no. 23, pp. 62–73, Dec. 2019. DOI: [10.17163/ings.n23.2020.06](https://doi.org/10.17163/ings.n23.2020.06)

- [49] T. Mannan Balaramakrishnan, S. Natarajan, and S. Sujatha, “Design of a biomimetic sach foot: An experimentally verified finite element approach,” *Journal of Biomimetics, Biomaterials and Biomedical Engineering*, vol. 45, pp. 22–30, 2020. DOI: [10.4028/www.scientific.net/jbbbe.45.22](https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/jbbbe.45.22)
- [50] T. M. Balaramakrishnan, S. Natarajan, and S. Srinivasan, “Roll-over shape of a prosthetic foot: a finite element evaluation and experimental validation,” *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 58, no. 10, pp. 2259–2270, 2020. DOI: [10.1007/s11517-020-02214-9](https://doi.org/10.1007/s11517-020-02214-9)
- [51] S. Parashar and V. Chawla, “Evaluation of fiber volume fraction of kenaf-coir-epoxy based green composite by finite element analysis,” *Materials Today: Proceedings*, vol. 50, pp. 1265–1274, 2022. DOI: [10.1016/j.matpr.2021.08.147](https://doi.org/10.1016/j.matpr.2021.08.147)
- [52] S. Gard, “Prosthetic Devices and Methods,” in *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*, 4, vol. 1960, Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, Inc., Apr. 2006, pp. 1–21. DOI: [10.1002/9780471740360.ebs0969](https://doi.org/10.1002/9780471740360.ebs0969)
- [53] E. Strait, G. McGimpsey, and T. Bradford, “Limb Prosthetics Services and Devices,” *White Paper*, no. January, pp. 1–35, 2006.
- [54] P. W. Moxey et al., “Lower extremity amputations - a review of global variability in incidence,” *Diabetic Medicine*, vol. 28, no. 10, pp. 1144–1153, 2011. DOI: [10.1111/j.1464-5491.2011.03279.x](https://doi.org/10.1111/j.1464-5491.2011.03279.x)
- [55] S. Joshi, L. Drzal, A. Mohanty, and S. Arora, “Are natural fiber composites environmentally superior to glass fiber reinforced composites?” *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, vol. 35, no. 3, pp. 371–376, Mar. 2004. DOI: [10.1016/j.compositesa.2003.09.016](https://doi.org/10.1016/j.compositesa.2003.09.016)
- [56] S. S. Doyle, E. D. Lemaire, M. Besemann, and N. L. Dudek, “Changes to level ground transtibial amputee gait with a weighted backpack,” *Clinical Biomechanics*, vol. 29, no. 2, pp. 149–154, Feb. 2014. DOI: [10.1016/j.clinbiomech.2013.11.019](https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.11.019)
- [57] B. L. Schnall et al., “A more compliant prosthetic foot better accommodates added load while walking among Servicemembers with transtibial limb loss,” *Journal of Biomechanics*, vol. 98, p. 109395, 2020. DOI: [10.1016/j.jbiomech.2019.109395](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109395)
- [58] B. L. Schnall, B. D. Hendershot, J. C. Bell, and E. J. Wolf, “Kinematic analysis of males with transtibial amputation carrying military loads,” *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 51, no. 10, pp. 1505–1514, 2014. DOI: [10.1682/JRRD.2014.01.0022](https://doi.org/10.1682/JRRD.2014.01.0022)
- [59] ISO 10328, *Prosthetics - Structural testing of lower-limb prostheses - Requirements and test methods*, 2006.
- [60] ISO 22675, *Prosthetics - Testing of ankle-foot devices and foot units - Requirements and test methods*, 2006.
- [61] D. Cummings, “Prosthetics in the developing world,” *Prosthetics & Orthotics International*, vol. 20, no. 1, pp. 51–60, Apr. 1996. DOI: [10.3109/03093649609164416](https://doi.org/10.3109/03093649609164416)
- [62] Instituto Nacional de Estadística y Geografía, *La discapacidad en México, datos al 2014*, 2017.

- [63] P. C. Tang, K. Ravji, J. J. Key, D. B. Mahler, P. A. Blume, and B. Sumpio, “Let Them Walk! Current Prosthesis Options for Leg and Foot Amputees,” *Journal of the American College of Surgeons*, vol. 206, no. 3, pp. 548–560, 2008. DOI: [10.1016/j.jamcollsurg.2007.10.007](https://doi.org/10.1016/j.jamcollsurg.2007.10.007)
- [64] R. S. Gailey et al., “The effects of prosthesis mass on metabolic cost of ambulation in non-vascular trans-tibial amputees,” *Prosthetics & Orthotics International*, vol. 21, no. 1, pp. 9–16, Apr. 1997. DOI: [10.3109/03093649709164525](https://doi.org/10.3109/03093649709164525)
- [65] C. M. Webber and K. Kaufman, “Instantaneous stiffness and hysteresis of dynamic elastic response prosthetic feet,” *Prosthetics and Orthotics International*, vol. 41, no. 5, pp. 463–468, 2017. DOI: [10.1177/0309364616683980](https://doi.org/10.1177/0309364616683980)
- [66] M. Hamzah and A. Gatta, “Design of a Novel Carbon-Fiber Ankle-Foot Prosthetic using Finite Element Modeling,” *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, vol. 433, no. 1, 2018. DOI: [10.1088/1757-899X/433/1/012056](https://doi.org/10.1088/1757-899X/433/1/012056)
- [67] B. Sehar et al., “The Impact of Laminations on the Mechanical Strength of Carbon-Fiber Composites for Prosthetic Foot Fabrication,” *Crystals*, vol. 12, no. 10, pp. 1–12, 2022. DOI: [10.3390/cryst12101429](https://doi.org/10.3390/cryst12101429)
- [68] K. M. Walke, “Mechanical Properties of Materials Used For Prosthetic Foot: A Review,” *IOSR Journal of Mechanical and Civil Engineering*, vol. 17, no. 01, pp. 61–65, 2017. DOI: [10.9790/1684-17010026165](https://doi.org/10.9790/1684-17010026165)
- [69] Y. Sano et al., “Leg stiffness during sprinting in transfemoral amputees with running-specific prosthesis,” *Gait and Posture*, vol. 56, pp. 65–67, 2017. DOI: [10.1016/j.gaitpost.2017.04.038](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.04.038)
- [70] J. P. Santana, K. Beltran, E. Barocio, G. I. Lopez-Avina, and J. C. Huegel, “Development of a Low-Cost and Multi-Size Foot Prosthesis for Humanitarian Applications,” *GHTC 2018 - IEEE Global Humanitarian Technology Conference, Proceedings*, 2019. DOI: [10.1109/GHTC.2018.8601851](https://doi.org/10.1109/GHTC.2018.8601851)
- [71] M. Y. Yuhazri et al., “Mechanical properties of kenaf/polyester composites,” *International Journal of Engineering and Technology*, vol. 11, no. 1, pp. 127–131, 2011.
- [72] H. Ku, H. Wang, N. Pattarachaiyakoop, and M. Trada, “A review on the tensile properties of natural fiber reinforced polymer composites,” *Composites Part B: Engineering*, vol. 42, no. 4, pp. 856–873, Jun. 2011. DOI: [10.1016/j.compositesb.2011.01.010](https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2011.01.010)
- [73] T. Sullins, S. Pillay, A. Komus, and H. Ning, “Hemp fiber reinforced polypropylene composites: The effects of material treatments,” *Composites Part B: Engineering*, vol. 114, pp. 15–22, Apr. 2017. DOI: [10.1016/j.compositesb.2017.02.001](https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2017.02.001)
- [74] N. Dujardin, M. Fois, M. Grimau, and C. Poilâne, “Soft interface dynamics in flax-fabrics/epoxy composites,” vol. 202, no. February, pp. 389–396, 2018. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.compstruct.2018.02.038>

- [75] A. Moudood, A. Öchsner, and G. Francucci, “Mechanical properties of flax fiber-reinforced composites at different relative humidities : Experimental , geometric , and displacement potential function approaches,” no. October 2019, pp. 1–11, 2020. DOI: [10.1002/pc.25766](https://doi.org/10.1002/pc.25766)
- [76] H. Daoud, J.-L. Rebière, A. Makni, M. Taktak, A. El Mahi, and M. Haddar, “Numerical and Experimental Characterization of the Dynamic Properties of Flax Fiber Reinforced Composites,” *International Journal of Applied Mechanics*, vol. 08, no. 05, p. 1650068, Jul. 2016. DOI: [10.1142/S175882511650068X](https://doi.org/10.1142/S175882511650068X)
- [77] Z. Mahboob, I. El Sawi, R. Zdero, Z. Fawaz, and H. Bougherara, “Tensile and compressive damaged response in Flax fibre reinforced epoxy composites,” *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, vol. 92, pp. 118–133, 2017. DOI: [10.1016/j.compositesa.2016.11.007](https://doi.org/10.1016/j.compositesa.2016.11.007)
- [78] A. Bledzki, “Composites reinforced with cellulose based fibres,” *Progress in Polymer Science*, vol. 24, no. 2, pp. 221–274, May 1999. DOI: [10.1016/S0079-6700\(98\)00018-5](https://doi.org/10.1016/S0079-6700(98)00018-5)
- [79] S. Vigneshwaran et al., “Recent advancement in the natural fiber polymer composites: A comprehensive review,” *Journal of Cleaner Production*, vol. 277, p. 124109, Dec. 2020. DOI: [10.1016/j.jclepro.2020.124109](https://doi.org/10.1016/j.jclepro.2020.124109)
- [80] V. Lopresto, C. Leone, and I. De Iorio, “Mechanical characterisation of basalt fibre reinforced plastic,” *Composites Part B: Engineering*, vol. 42, no. 4, pp. 717–723, 2011. DOI: [10.1016/j.compositesb.2011.01.030](https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2011.01.030)
- [81] M. Assarar, W. Zouari, H. Sabhi, R. Ayad, and J.-M. Berthelot, “Evaluation of the damping of hybrid carbon–flax reinforced composites,” *Composite Structures*, vol. 132, pp. 148–154, Nov. 2015. DOI: [10.1016/j.compstruct.2015.05.016](https://doi.org/10.1016/j.compstruct.2015.05.016)
- [82] N. Chethan, S. N. Nagesh, and L. Sunith Babu, “Mechanical behaviour of Kenaf-Jute-E-glass reinforced hybrid polymer composites,” *Materials Today: Proceedings*, vol. 46, pp. 4454–4459, 2019. DOI: [10.1016/j.matpr.2020.09.679](https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.09.679)
- [83] G. Sun, S. Tong, D. Chen, Z. Gong, and Q. Li, “Mechanical properties of hybrid composites reinforced by carbon and basalt fibers,” *International Journal of Mechanical Sciences*, vol. 148, no. July, pp. 636–651, 2018. DOI: [10.1016/j.ijmecsci.2018.08.007](https://doi.org/10.1016/j.ijmecsci.2018.08.007)
- [84] C. R. Raajeshkrishna, P. Chandramohan, and D. Saravanan, “Effect of surface treatment and stacking sequence on mechanical properties of basalt/glass epoxy composites,” *Polymers and Polymer Composites*, vol. 27, no. 4, pp. 201–214, 2019. DOI: [10.1177/0967391118822273](https://doi.org/10.1177/0967391118822273)
- [85] F. J. Guild, A. C. Taylor, and J. Downes, “Composite Materials,” in *Encyclopedia of Maritime and Offshore Engineering*, 35, vol. 82, Chichester, UK: John Wiley & Sons, Ltd, Apr. 2017, pp. 1–14. DOI: [10.1002/9781118476406.emoe146](https://doi.org/10.1002/9781118476406.emoe146)

- [86] P. S. Hatti, S. K. L., A. B. Somanakatti, and R. M., “Investigation on tensile behavior of glass-fiber reinforced polymer matrix composite with varying orientations of fibers,” *Materials Today: Proceedings*, vol. 54, pp. 137–140, 2022. DOI: [10.1016/j.matpr.2021.08.196](https://doi.org/10.1016/j.matpr.2021.08.196)
- [87] D. Puttaraju and H. Hanumantharaju, “Finite element analysis and validation of tensile properties of carbon fiber reinforced polymer matrix composites,” *Materials Today: Proceedings*, no. xxxx, 2022. DOI: [10.1016/j.matpr.2022.02.188](https://doi.org/10.1016/j.matpr.2022.02.188)
- [88] D. CRIPPS, T. SEARLE, and J. SUMMERSCALES, “Open Mold Techniques for Thermoset Composites,” in *Comprehensive Composite Materials*, Elsevier, 2000, pp. 737–761. DOI: [10.1016/B0-08-042993-9/00188-1](https://doi.org/10.1016/B0-08-042993-9/00188-1)
- [89] A. I. Campbell, S. Sexton, C. J. Schaschke, H. Kinsman, B. McLaughlin, and M. Boyle, “Prosthetic limb sockets from plant-based composite materials,” *Prosthetics & Orthotics International*, vol. 36, no. 2, pp. 181–189, Jun. 2012. DOI: [10.1177/0309364611434568](https://doi.org/10.1177/0309364611434568)
- [90] V. Chaudhary, P. K. Bajpai, and S. Maheshwari, “An Investigation on Wear and Dynamic Mechanical behavior of Jute/Hemp/Flax Reinforced Composites and Its Hybrids for Tribological Applications,” *Fibers and Polymers*, vol. 19, no. 2, pp. 403–415, Feb. 2018. DOI: [10.1007/s12221-018-7759-6](https://doi.org/10.1007/s12221-018-7759-6)
- [91] H. Essabir, M. Bensalah, D. Rodrigue, R. Bouhfid, and A. Qaiss, “Structural, mechanical and thermal properties of bio-based hybrid composites from waste coir residues: Fibers and shell particles,” *Mechanics of Materials*, vol. 93, pp. 134–144, Feb. 2016. DOI: [10.1016/j.mechmat.2015.10.018](https://doi.org/10.1016/j.mechmat.2015.10.018)
- [92] Y. Gu, X. Tan, Z. Yang, M. Li, and Z. Zhang, “Hot compaction and mechanical properties of ramie fabric/epoxy composite fabricated using vacuum assisted resin infusion molding,” *Materials & Design (1980-2015)*, vol. 56, pp. 852–861, Apr. 2014. DOI: [10.1016/j.matdes.2013.11.077](https://doi.org/10.1016/j.matdes.2013.11.077)
- [93] M. Indra Reddy, M. Anil Kumar, and C. Rama Bhadri Raju, “Tensile and Flexural properties of Jute, Pineapple leaf and Glass Fiber Reinforced Polymer Matrix Hybrid Composites,” *Materials Today: Proceedings*, vol. 5, no. 1, pp. 458–462, 2018. DOI: [10.1016/j.matpr.2017.11.105](https://doi.org/10.1016/j.matpr.2017.11.105)
- [94] G. Jagannatha, TD and Harish, “Mechanical properties of carbon/glass fiber reinforced epoxy hybrid polymer composites,” *International Journal of Mechanical Engineering and Robotics Research*, vol. 4, no. 2, pp. 131–137, 2015.
- [95] N. Saba, M. Paridah, K. Abdan, and N. Ibrahim, “Effect of oil palm nano filler on mechanical and morphological properties of kenaf reinforced epoxy composites,” *Construction and Building Materials*, vol. 123, pp. 15–26, Oct. 2016. DOI: [10.1016/j.conbuildmat.2016.06.131](https://doi.org/10.1016/j.conbuildmat.2016.06.131)
- [96] A. S. J. SEKARAN, K. P. KUMAR, and K. PITCHANDI, “Evaluation on mechanical properties of woven aloevera and sisal fibre hybrid reinforced epoxy composites,” *Bulletin of Materials Science*, vol. 38, no. 5, pp. 1183–1193, Sep. 2015. DOI: [10.1007/s12034-015-0999-4](https://doi.org/10.1007/s12034-015-0999-4)

- [97] D. Shanmugam and M. Thiruchitrambalam, "Static and dynamic mechanical properties of alkali treated unidirectional continuous Palmyra Palm Leaf Stalk Fiber/jute fiber reinforced hybrid polyester composites," *Materials & Design*, vol. 50, pp. 533–542, Sep. 2013. DOI: [10.1016/j.matdes.2013.03.048](https://doi.org/10.1016/j.matdes.2013.03.048)
- [98] D. Widhata, R. Ismail, and Sulardjaka, "Water Hyacinth (Eceng Gondok) As Fibre Reinforcement Composite for Prosthetics Socket," *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, vol. 598, no. 1, p. 012 127, Aug. 2019. DOI: [10.1088/1757-899X/598/1/012127](https://doi.org/10.1088/1757-899X/598/1/012127)
- [99] L. Yan, N. Chouw, and X. Yuan, "Improving the mechanical properties of natural fibre fabric reinforced epoxy composites by alkali treatment," *Journal of Reinforced Plastics and Composites*, vol. 31, no. 6, pp. 425–437, Mar. 2012. DOI: [10.1177/0731684412439494](https://doi.org/10.1177/0731684412439494)
- [100] A. Fraisse, J. Beauson, P. Brøndsted, and B. Madsen, "Thermal recycling and re-manufacturing of glass fibre thermosetting composites," *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, vol. 139, no. 1, 2016. DOI: [10.1088/1757-899X/139/1/012020](https://doi.org/10.1088/1757-899X/139/1/012020)
- [101] F. Ahmadijokani, A. Shojaei, S. Dordanihaghighi, E. Jafarpour, S. Mohammadi, and M. Arjmand, "Effects of hybrid carbon-aramid fiber on performance of non-asbestos organic brake friction composites," *Wear*, vol. 452-453, p. 203 280, Jul. 2020. DOI: [10.1016/j.wear.2020.203280](https://doi.org/10.1016/j.wear.2020.203280)
- [102] H. Yuan, S. Zhang, C. Lu, S. He, and F. An, "Improved interfacial adhesion in carbon fiber/polyether sulfone composites through an organic solvent-free polyamic acid sizing," *Applied Surface Science*, vol. 279, pp. 279–284, Aug. 2013. DOI: [10.1016/j.apsusc.2013.04.085](https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2013.04.085)
- [103] I. Sridhar, P. P. Adie, and D. N. Ghista, "Optimal design of customised hip prosthesis using fiber reinforced polymer composites," *Materials and Design*, vol. 31, no. 6, pp. 2767–2775, 2010. DOI: [10.1016/j.matdes.2010.01.016](https://doi.org/10.1016/j.matdes.2010.01.016)
- [104] ASTM D 3039/D 3039M, *Standard Test Method for Tensile Properties of Polymer Matrix Composite Materials*, 2005.
- [105] V. V. Arun Sankar, P. Suresh, V. Arun Kumar, S. Dhanasekar, E. Harissh Kumar, and R. Nandhakumar, "Experimental research into the mechanical behaviour of banana fibre reinforced PP composite material," *Materials Today: Proceedings*, vol. 33, pp. 3097–3101, 2020. DOI: [10.1016/j.matpr.2020.03.685](https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.03.685)
- [106] ASTM D 790, *Standard Test Methods for Flexural Properties of Unreinforced and Reinforced Plastics and Electrical Insulating Materials*, 2003.
- [107] R. B. Birrer, S. Buzermanis, M. P. DellaCorte, and P. J. Grisalfi, *Biomechanics of Running*, McGraw-Hill, Ed. Medical Publishing Division, 2001, pp. 11–19.
- [108] R. Paknys, "Finite Element Method," in *Applied Frequency-Domain Electromagnetics*, Chichester, UK: John Wiley & Sons, Ltd, Sep. 2016, pp. 233–267. DOI: [10.1002/9781119127444.ch7](https://doi.org/10.1002/9781119127444.ch7)

- [109] K. M. Olesnavage, V. Prost, W. B. Johnson, and V. G. Amos Winter, “Passive prosthetic foot shape and size optimization using lower leg trajectory error,” *Journal of Mechanical Design, Transactions of the ASME*, vol. 140, no. 10, 2018. DOI: [10.1115/1.4040779](https://doi.org/10.1115/1.4040779)
- [110] W. C. Lee and M. Zhang, “Design of monolimb using finite element modelling and statistics-based Taguchi method,” *Clinical Biomechanics*, vol. 20, no. 7, pp. 759–766, 2005. DOI: [10.1016/j.clinbiomech.2005.03.015](https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.03.015)
- [111] Y. Song et al., “Performance Test for Laminated-Type Prosthetic Foot with Composite Plates,” *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, vol. 20, no. 10, pp. 1777–1786, 2019. DOI: [10.1007/s12541-019-00156-3](https://doi.org/10.1007/s12541-019-00156-3)
- [112] J. Wang, Y. Li, Q. Li, Y. Long, T. Yu, and Z. Li, “Evolution of stiffness in flax yarn within flax fiber reinforced composites during moisture absorption,” *Composites Part B: Engineering*, vol. 268, no. November 2023, p. 111096, Jan. 2024. DOI: [10.1016/j.compositesb.2023.111096](https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2023.111096)
- [113] Y. Saadati, G. Lebrun, J.-f. Chatelain, and Y. Beauchamp, “Experimental investigation of failure mechanisms and evaluation of physical/mechanical properties of unidirectional flax–epoxy composites,” *Journal of Composite Materials*, vol. 54, no. 20, pp. 2781–2801, Aug. 2020. DOI: [10.1177/0021998320902243](https://doi.org/10.1177/0021998320902243)
- [114] M. Abida, J. Mars, F. Gehring, and A. Vivet and Fakhreddine Dammak, “Anisotropic Visco-Elastoplastic Modeling of Quasi-Unidirectional Flax Fiber Reinforced Epoxy Behavior: An Investigation on Low-Velocity Impact Response,” *Journal of Renewable Materials*, vol. 6, no. 5, pp. 464–476, 2018. DOI: [10.32604/JRM.2018.01897](https://doi.org/10.32604/JRM.2018.01897)
- [115] V. Giammaria et al., “Low-velocity impact behaviour of biocomposite laminates reinforced by flax, basalt and hybrid fibres at various temperatures: Analytical, numerical and experimental results,” *Composite Structures*, vol. 322, no. February, p. 117332, 2023. DOI: [10.1016/j.compstruct.2023.117332](https://doi.org/10.1016/j.compstruct.2023.117332)
- [116] N. A. Nassir and M. R. Gharkan, “Impact response of composite laminates based on epoxy and glass fibre,” *Materials Today: Proceedings*, vol. 42, pp. 1901–1907, 2021. DOI: [10.1016/j.matpr.2020.12.229](https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.12.229)
- [117] A. K. M. Al-Dulaimy, M. O. Atteaa Al-Hassany, and S. Waleed Shakir, “The effect of unidirectional pre-load on tensile characteristics of E-glass fiber and epoxy composite,” *Materials Today: Proceedings*, vol. 42, pp. 2510–2515, 2021. DOI: [10.1016/j.matpr.2020.12.571](https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.12.571)
- [118] Y. Li, X. Yi, T. Yu, and G. Xian, “An overview of structural-functional-integrated composites based on the hierarchical microstructures of plant fibers,” *Advanced Composites and Hybrid Materials*, vol. 1, no. 2, pp. 231–246, Jun. 2018. DOI: [10.1007/s42114-017-0020-3](https://doi.org/10.1007/s42114-017-0020-3)
- [119] T. Batu, H. Lemu, and B. Sirhabizuh, “Study of the Performance of Natural Fiber Reinforced Composites for Wind Turbine Blade Applications,” *Advances in Science and Technology Research Journal*, vol. 14, no. 2, pp. 67–75, Jun. 2020. DOI: [10.12913/22998624/118201](https://doi.org/10.12913/22998624/118201)

- [120] S. Mohammad Shohel, S. Hossain Riyad, and A. All Noman, “Study to analyze the mechanical strength of composite glass fiber laminated with resin epoxy, resin polyester, and PVC foam under tensile loading conditions by numerically using finite element analysis via Ansys,” *Materials Today: Proceedings*, no. xxxx, 2023. DOI: [10.1016/j.matpr.2023.05.062](https://doi.org/10.1016/j.matpr.2023.05.062)
- [121] A. Aslam Shaikh, A. Anil Pradhan, A. Mahesh Kotasthane, S. Patil, and S. Karuppanan, “Comparative analysis of Basalt/E-Glass/S2-Fibreglass-Carbon fiber reinforced epoxy laminates using finite element method,” *Materials Today: Proceedings*, vol. 63, pp. 630–638, 2022. DOI: [10.1016/j.matpr.2022.04.385](https://doi.org/10.1016/j.matpr.2022.04.385)
- [122] S. Tan, Z. Zhang, Q. Li, W. Yang, T. Yu, and Y. Li, “Characterization and prediction of frequency- and moisture-dependent damping behaviors for hierarchical flax fiber reinforced composite laminates,” *Composites Science and Technology*, vol. 254, no. May, p. 110682, Jul. 2024. DOI: [10.1016/j.compscitech.2024.110682](https://doi.org/10.1016/j.compscitech.2024.110682)
- [123] W. Lian and W. Yao, “Fatigue life prediction of composite laminates by FEA simulation method,” *International Journal of Fatigue*, vol. 32, no. 1, pp. 123–133, 2010. DOI: [10.1016/j.ijfatigue.2009.01.015](https://doi.org/10.1016/j.ijfatigue.2009.01.015)
- [124] W. Mankai, S. B. Brahim, B. B. Smida, R. B. Cheikh, and M. Chafra, “Mechanical behavior of a lower limb prosthetic socket made of natural fiber reinforced composite,” *Journal of Engineering Research (Kuwait)*, vol. 9, no. 2, pp. 269–277, 2021. DOI: [10.36909/jer.v9i2.8699](https://doi.org/10.36909/jer.v9i2.8699)