UNIVERSIDAD DISTRITAL
FRANCISCO JOSÉ DE CALDAS

Tecnura

https://revistas.udistrital.edu.co/index.php/Tecnura/issue/view/1328

DOI: https://doi.org/10.14483/22487638.25066

INVESTIGACIÓN

Validación estructural de mecanismos compliantes en prótesis transtibiales mediante un enfoque de método inverso

Structural Validation of Compliant Mechanisms in Transtibial Prostheses Using an Inverse Method Approach

Phil Anderson Pontoja Caicedo [1]

Fecha de Recepción: 24 de abril de 2026 **Fecha de Aceptación**: 20 de septiembre de 2026

Cómo citar: P. A. Pontoja-Caicedo, «Validación estructural de mecanismos compliantes en prótesis transtibiales usando un enfoque de método inverso», *Tecnura*, vol. 30, n.° 90, oct. 2026. 4–24. https://doi.org/10.14483/22487638.25066

Resumen

Introducción: La certificación virtual de dispositivos médicos con mecanismos pasivos de rigidez variable (compliantes) representa un desafío metodológico debido a la dificultad de evaluarlos mediante enfoques tradicionales basados en cargas externas estáticas.

Objetivo: Proponer un marco metodológico para la validación estructural de mecanismos pie-tobillo compliantes basado en la formulación de un método inverso.

Metodología: El enfoque se fundamenta en definir las fuerzas internas del sistema a partir de la cinemática de la marcha como condiciones de contorno, integrándose con una estrategia de submodelado por elementos finitos. La metodología se aplicó a una prótesis diseñada mediante Diseño Axiomático para emular el comportamiento torsional no lineal del tobillo humano, considerando un usuario de 67 kg y evaluando el equilibrio cuasiestático en las posturas de flexión plantar controlada (CP), dorsiflexión controlada (CD) y flexión plantar motorizada (PP) conforme a la norma ISO 10328-P4.

Resultados: Los análisis muestran desplazamientos máximos de 0,38 mm y un esfuerzo pico de 132 MPa en el eje de acople de aluminio 6061-T6 durante la fase PP, manteniendo un factor de seguridad estático frente a fluencia de 1,93. El análisis modal preesforzado (153,39 Hz) y la evaluación de fatiga mediante el criterio de Goodman modificado indican ausencia de riesgo de resonancia y una vida útil infinita superior a 3×10^6 ciclos.

Conclusiones: El marco propuesto permite representar de manera coherente el comportamiento estructural de mecanismos compliantes, superando las limitaciones operativas de los enfoques estáticos convencionales.

Palabras clave: Método Inverso; Mecanismos Compliantes; Sub-modelado MEF; Análisis de Fatiga; Prótesis Transtibial; Certificación Virtual.

1 Profesor hora catedra – categoría Asistente. Grupo Interdisciplinario de Innovación Biotecnológica (Bioniovo). Escuela de Ingeniería Mecánica. Universidad del Valle. Email: phil.pontoja@correounivalle.edu.co

Abstract

Introduction: Virtual certification of medical devices featuring passive variable-stiffness (compliant) mechanisms remains challenging due to the limitations of traditional approaches based on externally applied static loads.
Objective: To propose a methodological framework for the structural validation of compliant foot-ankle mechanisms using an inverse method approach.
Methodology: The framework defines internal forces as boundary conditions derived from gait kinematics, combined with a finite element submodeling strategy. The methodology was applied to a prosthesis designed via Axiomatic Design to emulate the nonlinear torsional behavior of the human ankle (67 kg user), evaluating quasi-static equilibrium under controlled plantar flexion (CP), controlled dorsiflexion (CD), and powered plantar flexion (PP) in compliance with ISO 10328-P4 requirements.
Results: Findings show maximum displacements of 0.38 mm and a peak stress of 132 MPa in the 6061-T6 aluminum coupling shaft during the PP phase, maintaining a static yield safety factor of 1.93. Pre-stressed modal analysis (153.39 Hz) and Modified Goodman fatigue assessment indicate no resonance risk and an infinite fatigue life exceeding 3 x 10^6 cycles.
Conclusions: The proposed framework provides a consistent representation of the structural behavior of compliant mechanisms, effectively overcoming the constraints of conventional static approaches.
Keywords: Inverse Method; Compliant Mechanisms; FEM Sub-modeling; Fatigue Analysis; Transtibial Prosthesis; Virtual Certification.

1. Introducción

La rehabilitación de personas con amputación transtibial en Colombia enfrenta desafíos significativos derivados de las altas barreras de acceso al sistema de salud y de las limitaciones socioeconómicas, lo que subraya la necesidad de desarrollar tecnologías de asistencia sostenibles y de bajo costo [1]. Un requisito fundamental en el diseño de prótesis es la adecuada reproducción de los perfiles cinético y cinemático en el plano sagital del complejo pie-tobillo humano, ampliamente caracterizados en la literatura biomecánica en función de la masa corporal [2]. En la frontera del conocimiento destacan enfoques modernos como la optimización topológica acoplada a la manufactura aditiva [3] —orientada a la reducción drástica de masa y a la personalización geométrica—, así como los modelos cinemáticos predictivos, entre los que sobresale el marco de error de trayectoria de la extremidad inferior (*Lower Leg Trajectory Error*, LLTE) propuesto por el MIT [4], diseñado para optimizar la respuesta dinámica en pies de almacenamiento y liberación de energía (*Energy Storing and Returning*, ESR).

Alineados con esta necesidad clínica, trabajos previos desarrollados por los autores [5, 6] establecieron la síntesis conceptual de un mecanismo de rigidez variable mediante el rigor matemático de la teoría del diseño axiomático. Dicha arquitectura garantizó la independencia funcional y demostró la capacidad de desacoplar mecánicamente la subfase de amortiguación del impacto (contacto inicial) de la subfase de propulsión (despegue) mediante elementos articulares y un sistema secuencial de resortes. Con un enfoque general, las arquitecturas originadas bajo este marco metodológico son intrínsecamente sistemas compliantes —es decir, mecanismos que transmiten movimiento y fuerza mediante la

deformación elástica de sus componentes— [7, 8] e hiperestáticos, en los cuales la distribución tridimensional de las cargas internas no constituye un valor constante, sino una variable fuertemente acoplada a las deformaciones instantáneas de los resortes a lo largo de las distintas fases del ciclo de marcha.

Históricamente, la certificación de prótesis conforme a la norma ISO 10328 se ha fundamentado en validaciones experimentales destructivas. Sin embargo, en mecanismos hiperestáticos, la prueba física presenta una limitación metodológica: si bien permite identificar la carga última de fallo, no aporta información sobre la distribución transitoria de esfuerzos internos durante la marcha. En este contexto, la validación virtual mediante el método de elementos finitos (MEF) reduce los costos de prototipado iterativo y permite estimar las concentraciones de esfuerzo en los componentes articulares internos de manera previa a la manufactura física.

No obstante, los enfoques tradicionales de simulación por elementos finitos (*Finite Element Analysis*, FEA), basados en la aplicación directa de cargas externas estáticas [9, 10], resultan insuficientes para capturar este comportamiento. Dichos métodos no representan adecuadamente la relación dinámica entre la postura articular y la generación de fuerzas internas, lo que conduce a estimaciones imprecisas del estado tensional en mecanismos hiperestáticos.

Para superar esta limitación, este trabajo propone un marco metodológico para la validación estructural de mecanismos pie-tobillo compliantes. La propuesta se fundamenta en la formulación de un método inverso [11], en el cual la cinemática de la marcha define las fuerzas internas del sistema como condiciones de contorno. Este enfoque se complementa con una estrategia de submodelado por elementos finitos [12], la cual permite evaluar con alta precisión las concentraciones de esfuerzo en las zonas críticas del mecanismo. La integración de ambas estrategias proporciona una representación coherente del comportamiento mecánico del sistema, facilitando la evaluación de su desempeño estructural frente a fallas por fluencia y fatiga bajo las condiciones exigidas por la norma ISO 10328 (categoría de ensaye P4) [13].

2. Desafíos en la validación en mecanismos compliantes

2.1 Limitaciones en el análisis de prótesis transtibiales

La validación computacional mediante el método de elementos finitos (FEA) de pies protésicos y su adaptación a la normativa ISO 10328 se ha orientado predominantemente hacia diseños continuos, tales como pies monolíticos de almacenamiento y liberación de energía (*Energy Storing and Returning*, ESR) o arquitecturas *unibody* fabricadas con materiales hiperelásticos. Estudios metodológicos contemporáneos evalúan la funcionalidad de quillas y talones pasivos ESR [9, 10], analizan el comportamiento de tobillos de caucho flexible mediante modelos hiperelásticos [14] e incluso certifican prótesis impresas en 3D con polímeros avanzados como el poliuretano termoplástico (TPU) [15].

Todos estos trabajos fundamentan invariablemente su validación estructural en el denominado «método directo», un enfoque que consiste en aplicar de forma literal los vectores de fuerza prescritos por las normativas sobre las superficies externas de contacto (talón y antepié) de los modelos computacionales. Para contextualizar este estado del arte computacional, se llevó a cabo una revisión sistemática en las bases de datos Scopus, IEEE Xplore y ScienceDirect para el período 2020–2025. La ecuación de búsqueda empleada fue: («prosthetic foot» OR «ankle-foot mechanism») AND («finite element analysis» OR «FEA») AND («ISO 10328» OR «compliant mechanism»).

Si bien este enfoque resulta adecuado y se encuentra ampliamente validado para geometrías continuas —donde la transmisión de carga es directa y el material absorbe la energía de forma monolítica—, la literatura exhibe un vacío al carecer de protocolos analíticos específicos para la validación de arquitecturas multieje de rigidez variable con comportamiento hiperestático. Al intentar aplicar el método directo de cargas externas genéricas sobre mecanismos que emplean articulaciones acopladas y resortes discretos, se omite por completo la mutación cinemática de las fuerzas internas. Esta limitación metodológica ocurre porque los enfoques tradicionales asumen que las cargas actúan sobre cuerpos rígidos indeformables, ignorando que en los mecanismos compliantes la postura geométrica cambia de manera simultánea a la carga y, con ello, se altera la magnitud de la rigidez interna del sistema. La incapacidad de este enfoque para capturar la interdependencia entre la postura articular y la energía de deformación interna conduce sistemáticamente a estimaciones tensionales erróneas en sistemas discretos. Dicha carencia justifica la contribución central de este artículo: dotar a la ingeniería de rehabilitación de una herramienta analítica robusta para la certificación de mecanismos acoplados.

2.2 Arquitectura Base, Hiperestaticidad y Biomimética Torsional

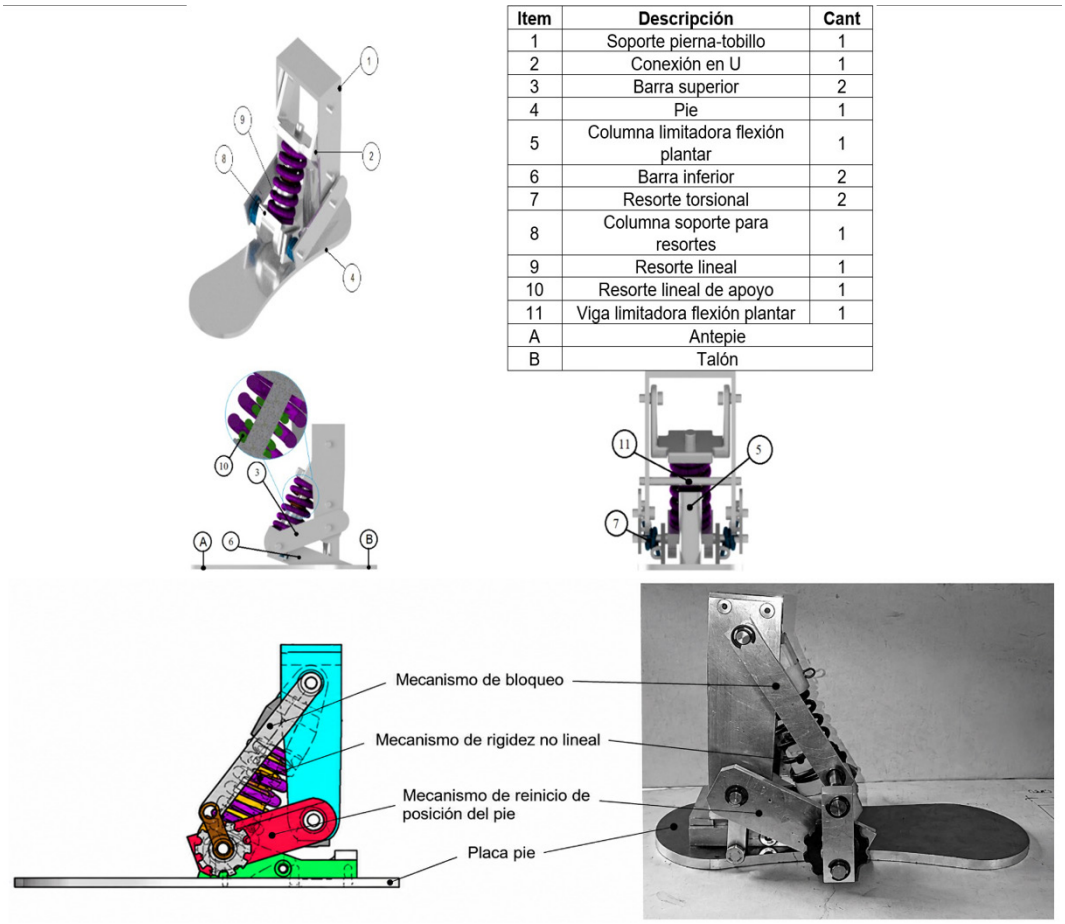
La topología de tobillo, dimensionalmente optimizada mediante diseño axiomático y utilizada como caso de estudio en este trabajo, consta de un ensamble que integra un arreglo cruzado de barras rígidas, un eje de acople transversal y un sistema secuencial de resortes de compresión y torsión [5]. Desde su concepción original, este diseño se fundamentó en la segmentación del ciclo de marcha en subfases biomecánicas; para ello, emplea un tobillo principal con un resorte torsional encargado de restituir la posición neutra del pie, acoplado a un mecanismo secundario de bloqueo que aísla o activa los resortes lineales, emulando así la rigidez no lineal requerida durante la fase de apoyo (Figura 1).

El sistema fue diseñado estructuralmente utilizando una aleación de aluminio 6061-T6 para el chasis base, ejes de acople y soportes, mientras que las ruedas dentadas del mecanismo de bloqueo se concibieron en acero clase AGMA A1-A5 grado 1, constituyendo una red acoplada de eslabonamientos.

En ingeniería estructural, un sistema se define como hiperestático cuando las ecuaciones de equilibrio estático resultan insuficientes para determinar las fuerzas internas y reacciones, debido a que el

número de restricciones o elementos de soporte supera las condiciones de equilibrio independientes [16]. Al aplicar el método directo a mecanismos que incorporan articulaciones acopladas y elementos elásticos discretos, no se representa adecuadamente la interdependencia entre la cinemática del sistema y la generación de esfuerzos internos. En tales configuraciones, las fuerzas internas no son independientes ni constantes, sino que dependen directamente del estado instantáneo de deformación del mecanismo —situación análoga a una estructura con hiperestatismo elástico donde la distribución de cargas está supeditada a las rigideces relativas de sus apoyos y elementos componentes—.

El imperativo de diseño en la optimización previa consistió en que el mecanismo emulara la rigidez torsional del tobillo humano en el plano sagital. Haber alcanzado esta respuesta biomimética —materializada en una rigidez no lineal que muta para adaptarse a las distintas exigencias de la marcha— convierte al dispositivo en una estructura compliante e hiperestática cuya validación requiere formulaciones analíticas avanzadas.



Item	Descripción	Cant
1	Soporte pierna-tobillo	1
2	Conexión en U	1
3	Barra superior	2
4	Pie	1
5	Columna limitadora flexión plantar	1
6	Barra inferior	2
7	Resorte torsional	2
8	Columna soporte para resortes	1
9	Resorte lineal	1
10	Resorte lineal de apoyo	1
11	Viga limitadora flexión plantar	1
A	Antepie	
B	Talón	

Figura 1. *Topología de la prótesis evaluada. A la izquierda, modelo CAD detallando los subsistemas de bloqueo, rigidez no lineal y reinicio de posición; a la derecha, el prototipo físico funcional mecanizado. (Imagen reproducida de [5]). Arriba, tabla de componentes y materiales.*

Fuente: autor

La independencia funcional exigida por el diseño axiomático resulta en un mecanismo hiperestático. La complianza de este diseño invalida el uso del método directo convencional reportado en estudios de geometrías continuas [4].

2.3 Limitaciones del método directo

El método directo presenta severas limitaciones al evaluar la topología propuesta debido a la naturaleza hiperestática de este mecanismo compliante acoplado. En una geometría continua monolítica, la rigidez depende de la geometría y de las propiedades del material; sin embargo, en este mecanismo —integrado por eslabones rígidos, pasadores articulares y resortes discretos—, la rigidez equivalente es una variable que muta de forma no lineal en función del ángulo de rotación del tobillo. Puesto que las fuerzas internas en los elementos elásticos son directamente proporcionales a su deformación cinemática ($F_i = k_i \cdot \Delta x_i$), aplicar una fuerza estática externa sobre la estructura sin haber fijado previamente la postura articular exacta conduce a una distorsión sustancial en el cálculo numérico de los campos de esfuerzo.

Específicamente, el error computacional introducido por el método directo radica en una sobreestimación artificial de los esfuerzos de flexión en los ejes de acople transversales, acompañada de una subestimación en la transferencia de energía elástica hacia los resortes de almacenamiento, lo que invalida la predictibilidad de las distribuciones tensionales. En consecuencia, el método directo resulta metodológicamente insuficiente para certificar este tipo de sistemas, haciendo indispensable la implementación de formulaciones inversas para el modelado mecánico preciso de mecanismos compliantes [7].

3. Marco metodológico

3.1 Supuestos biomecánicos y discretización de la marcha

Para el desarrollo del caso de estudio, se definieron los parámetros de diseño con base en el perfil antropométrico del adulto colombiano promedio. Se asumió una masa corporal de 67 kg y una estatura de 1706 mm, valores correspondientes a los promedios reportados para la población adulta sana en el país [17, 18]. Estos datos permitieron escalar con rigor las curvas cinemáticas y cinéticas normalizadas de Winter [2] para la simulación del mecanismo.

La formulación del modelo requirió establecer la respuesta dinámica de la prótesis durante la fase de apoyo. La justificación analítica para modelar la fase de apoyo (*stance phase*, ST) como un proceso cuasiestático desprovisto de efectos inerciales significativos se fundamenta en los trabajos biomecánicos de Palmer [19] y Gates [20].

Por un lado, Gates [20] demostró matemática y experimentalmente que, a velocidades de marcha habituales en terreno plano, las aceleraciones de los segmentos de la extremidad inferior inducen fuerzas inerciales cuyas magnitudes resultan despreciables en comparación con la magnitud de la fuerza de

reacción del suelo (*Ground Reaction Force*, GRF) y las cargas gravitacionales. Esta demostración valida formalmente la hipótesis de que el complejo pie-tobillo opera bajo un régimen de equilibrio cuasiestático.

Simultáneamente, sobre la base de este principio de cuasiequilibrio, Palmer [19] caracterizó los eventos cinemáticos en el plano sagital discretizando la fase de apoyo en subfases funcionales específicas. Consecuentemente, el análisis estructural en este trabajo se discretizó evaluando las tres posturas críticas que definen los picos de carga: flexión plantar controlada (*controlled plantar flexion*, CP), dorsiflexión controlada (*controlled dorsiflexion*, CD) y flexión plantar motorizada (*powered plantar flexion*, PP), las cuales se correlacionan directamente con el ciclo de marcha de Winter [2]. En contraste, la fase de balanceo (*swing phase*, SW) se excluyó del modelo debido a que, al perder el pie protésico contacto con el suelo, la fuerza de reacción es nula y las cargas inerciales no generan estados tensionales significativos. De este modo, las tres posturas evaluadas capturan los picos de carga y la máxima transferencia de momento flector exigidos por la norma ISO 10328, definiendo la envolvente operativa crítica del dispositivo.

Para ilustrar la magnitud de las cargas aplicadas a lo largo del paso, la Figura 2 contrapone las curvas de momento flector en el tobillo normalizadas por Winter [2] con la respuesta mecánica del dispositivo diseñado. Este análisis delimita la ubicación de las tres posturas críticas dentro de la fase de apoyo: la acumulación de energía elástica durante la flexión plantar controlada (CP) y la dorsiflexión controlada (CD) —representadas en la región azul—, seguida de la liberación de energía en la flexión plantar motorizada (PP) —representada en la región roja—. Como evidencia la gráfica, el escenario de máxima exigencia para la validación cuasiestática ocurre en el pico de mayor magnitud del momento flector negativo (aproximadamente al 50 % del ciclo de marcha, justo antes de concluir la subfase PP). La captura de este instante exacto garantiza que la simulación se ejecute bajo el peor escenario de carga posible.

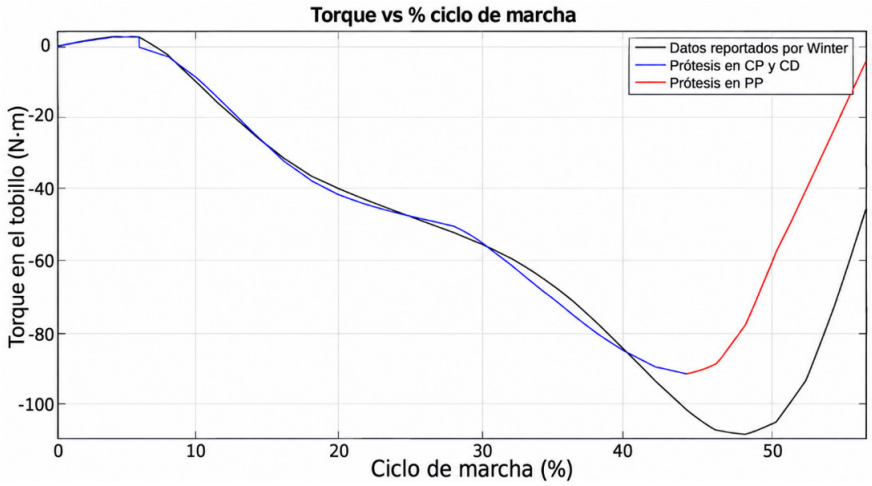


Figura 2. *Curva de torque vs porcentaje del ciclo de marcha comparando los datos normalizados de Winter (línea negra) con la respuesta mecánica del dispositivo en las posturas críticas de Flexión Plantar Controlada y Dorsiflexión Controlada (línea azul), y Flexión Plantar Motorizada (línea roja). El pico de máxima solicitación se evidencia previo a finalizar la fase PP.*

Fuente: autor

3.2 Fase I: Formulación analítica del método inverso.

El intento de resolver el estado de esfuerzos del ensamble implementando el método directo convencional fue descartado. Dicho enfoque consiste en asumir las cargas de reacción externa (derivadas de la interacción con el muñón o la pirámide de acople y el suelo) como variables de entrada (*inputs*) para deducir las fuerzas internas en los resortes (*outputs*) del sistema. Sin embargo, en mecanismos compliantes, esta formulación implica asumir condiciones de rigidez estáticas que no se corresponden con la configuración cinemática real de la estructura en cada postura. Para superar esta limitación metodológica, se formuló el método inverso. Bajo este marco analítico, se establece como condición *a priori* que la prótesis ha alcanzado las posiciones angulares específicas de equilibrio cuasiestático en las subfases CP, CD y PP. Este abordaje puramente cinemático permite determinar de forma unívoca las magnitudes de deformación (elongación o compresión) en los elementos elásticos. Por consiguiente, los insumos del modelo resolutivo pasan a ser exclusivamente las fuerzas elásticas internas. Mediante la resolución analítica del equilibrio estático en los subensambles superior e inferior de manera aislada, el método inverso calcula como variables de salida la distribución exacta de las fuerzas de contacto contra el suelo y las reacciones en los anclajes estructurales superiores.

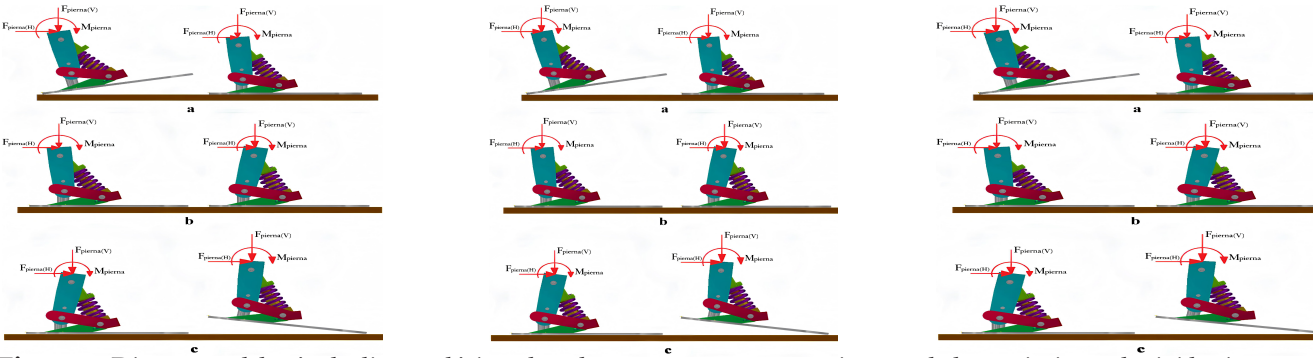


Figura 2. *Diagramas del método directo clásico, el cual asume cargas externas ignorando las variaciones de rigidez interna del sistema compliante, siendo descartado a favor del método inverso propuesto. En a) flexión plantar controlada, en b) dorsiflexión controlada y en c) flexión plantar motorizada.*

Fuente: autor

La Figura 3 detalla el diagrama de cuerpo libre y las interacciones de soporte asociadas a cada postura. En la subfase CP (Figuras 3a y 3b), el contacto con el suelo se limita a la región del talón, mientras que el cuerpo superior asimila la solicitación transmitida exclusivamente por el elemento torsional. En la fase CD (Figuras 3c y 3d), el contacto con el suelo se distribuye sobre la planta y entra en acción la reacción mecánica de la columna limitadora de flexión plantar, modificando sustancialmente el diagrama de reacciones. Finalmente, en la subfase PP (Figuras 3e y 3f), la carga se focaliza en la zona distal de los dedos, generando una variación progresiva en la solicitación de los resortes lineales.

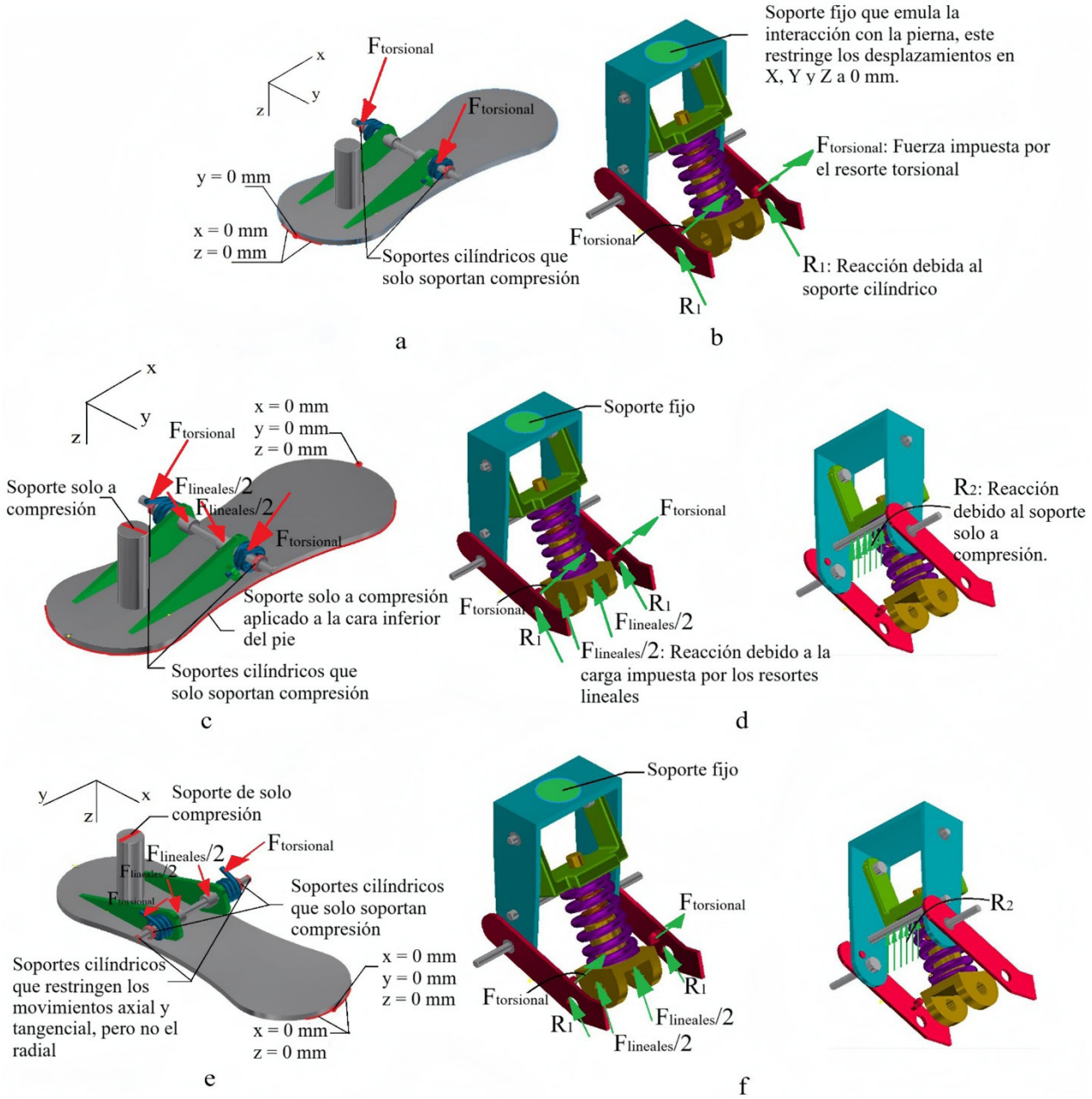


Figura 3. *Implementación del Método Inverso analítico. Los diagramas de cuerpo libre de los subensambles inferior y superior evidencian cómo las fuerzas generadas por la deformación cinemática de los resortes dictaminan las reacciones en los apoyos articulares y el suelo en las subfases: (a, b) CP; (c, d) CD; y (e, f) PP.*

Fuente: autor

3.3 Fase II: Integración de MEF - Modelo Numérico Friccional Global

Mediante el uso del entorno de cálculo avanzado ANSYS Workbench [12], los resultados del método inverso se emplearon como condiciones de frontera mecánicas para representar las cargas ISO 10328-P4 [13] (como se detalla en la configuración computacional de la Figura 5). El ensamble tridimensional se discretizó con una malla estructurada de elementos de volumen hexaédricos cuadráticos de 20 nodos (SOLID186) (véase la Figura 4). A partir de esta discretización, se definieron con rigor los pares de contacto no lineales entre los pasadores transversales y los alojamientos de aluminio, lo que aseguró una captura fidedigna de los gradientes de presión hertziana. Se justificó la selección del modelo de contacto *Frictional*, debido a su capacidad para penalizar y estabilizar el cálculo frente a las penetraciones geométricas en superficies cilíndricas bajo alta compresión. Se estableció un coeficiente de fricción de $u = 0{,}30$, valor representativo para caracterizar el contacto bajo condiciones de lubricación límite. Asimismo, se asumió un comportamiento elástico-lineal e isotrópico para el material de la estructura portante (Aluminio 6061-T6), con un módulo de elasticidad (E) de 69 GPa, un coeficiente de Poisson (v) de 0,33, un límite de fluencia (S_y) de 255 MPa y una resistencia última a la tracción (S_u) de 310 MPa.

Para garantizar la fiabilidad del modelo numérico y la independencia de la malla en las zonas críticas, el análisis de convergencia se abordó mediante un control estricto de la métrica *Element Quality* evaluada sobre los elementos SOLID186. En lugar de un refinamiento iterativo automatizado simple, se asignó un mallado fino específico en el submodelo del eje central, garantizando una relación de aspecto geométrica cercana a la unidad (*Element Quality* ≈ 1) y un mínimo de entre 4 y 6 elementos a través de los espesores de las entallas. Esta configuración de alta calidad matemática permitió estabilizar el esfuerzo máximo en 132 MPa, descartó el riesgo de bloqueos por cizallamiento (*shear locking*) y aseguró una captura convergente de los gradientes tensionales.

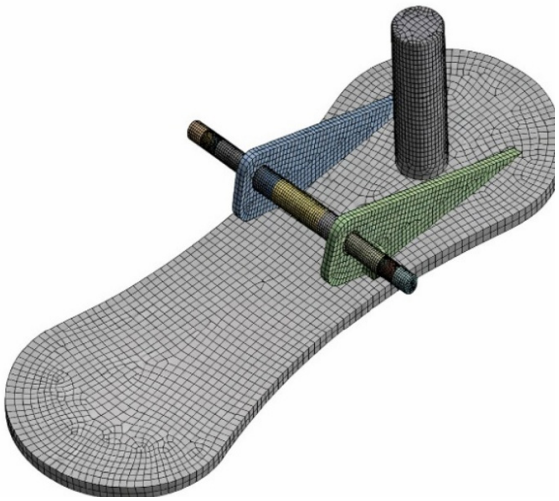


Figura 4. *Discretización del volumen de control del mecanismo (Malla Global). Se denota el incremento deliberado de la densidad algorítmica en las interfaces articulares y entallas.*

Fuente: autor.

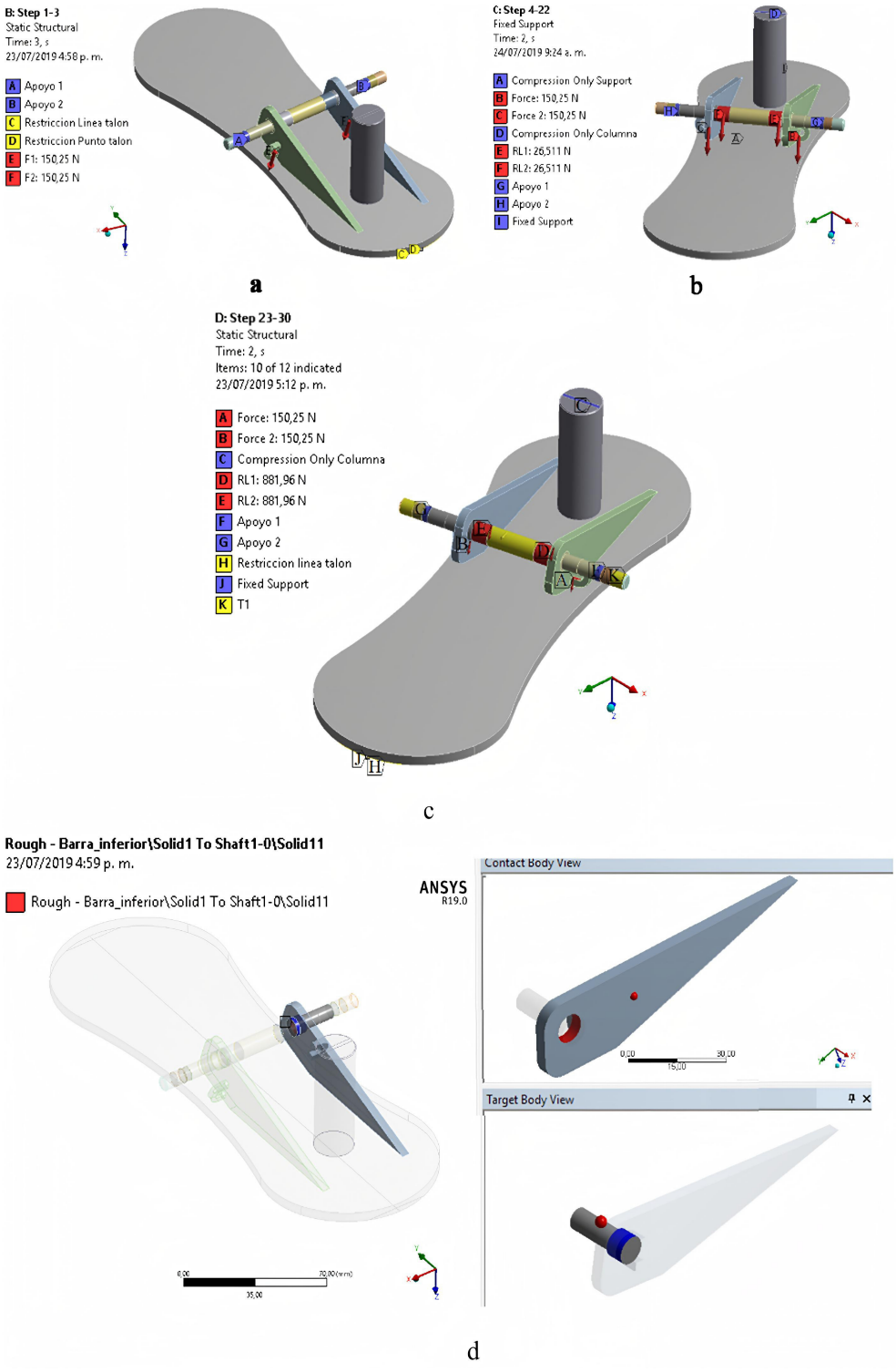


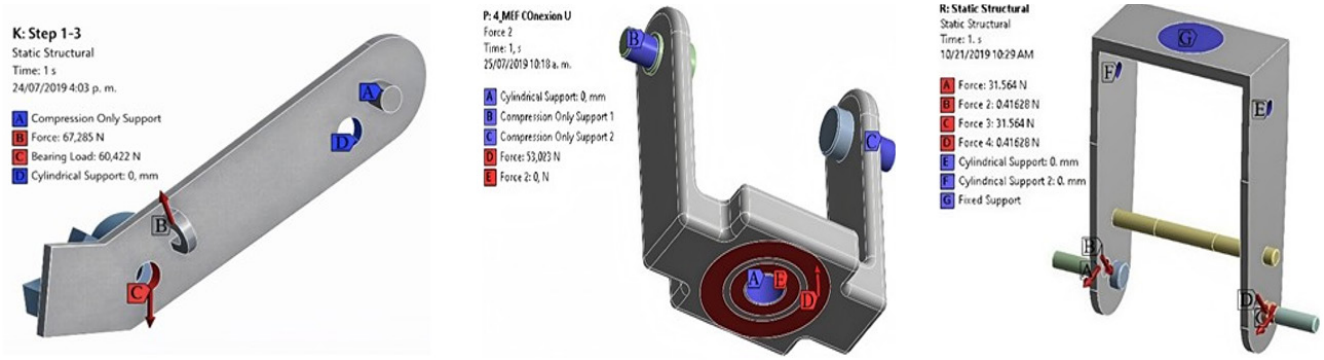
Figura 5. *Configuración computacional exhaustiva del modelo numérico global: (a, b, c) Inserción paramétrica de las condiciones de frontera derivadas del Método Inverso correspondientes a las posiciones cuasiestáticas evaluadas, y (d) detalle de las formulaciones de pares de contacto no lineales en las articulaciones.*

Fuente: autor.

3.4 Fase III: Estrategia Numérica de Sub-Modelado (SubModeling)

Extraer factores de seguridad a fatiga directamente desde un modelo global multicuerpo penalizado por contactos friccionales y mallas adaptativas conlleva un alto riesgo de contaminación por singularidades numéricas en los radios de acuerdo (es decir, en los redondeos y las zonas de transición geométrica abrupta). Para mejorar la precisión en la evaluación local de esfuerzos, se empleó la técnica de submodelado fundamentada en el principio de Saint-Venant.

Este esquema computacional se implementa al aislar geométricamente las piezas individuales de mayor responsabilidad estructural, como la sección media del eje de acople de Aluminio 6061-T6 (figuras 6a, 6b y 6c). El *solver* extrae los campos de desplazamiento de los nodos adyacentes a las fronteras de corte (*cut boundaries*) del modelo global previamente resuelto.



a *b* *c*

Figura 6. *Definición de fronteras de corte y mapeo de desplazamientos para la estrategia de evaluación multiescala por Sub-modelado. En a) aislamiento y mapeo espacial en Barra Superior, en b) configuración de interpolación en Conexión estructural en U y en c) Restricciones cinemáticas transferidas al Soporte inferior.*

Fuente: autor.

El nivel de refinamiento de la malla se incrementó de manera que se garantizó un mínimo de entre cuatro y seis elementos a través de los espesores críticos. Para validar la consistencia, se comprobó que el mapeo de los campos de desplazamiento desde el modelo global hacia las fronteras de corte del submodelo (condiciones de Dirichlet) no presentara discontinuidades espaciales, lo que asegura una transferencia de carga energéticamente conservativa.

4. Resultados y discusión

4.1 Validación de resistencia a fluencia y equilibrio cuasiestático

La ejecución de los modelos numéricos acoplados, parametrizados para un usuario de 67 kg y evaluados bajo las condiciones de la norma ISO 10328-P4 [13], permitió determinar el comportamiento estructural del sistema en las distintas configuraciones de carga.

Durante la transición de la fase de amortiguación o flexión plantar controlada (CP), el diseño despliega un comportamiento altamente conservador. La figura 7 corrobora visual y numéricamente que la deformación global induce un estado de compresión pura y estable en el resorte posterior, sin fenómenos de pandeo. Los esfuerzos elásticos distribuidos a lo largo de los brazos de aluminio de la subestructura superior operan con amplios márgenes de holgura por debajo del límite de proporcionalidad del material.

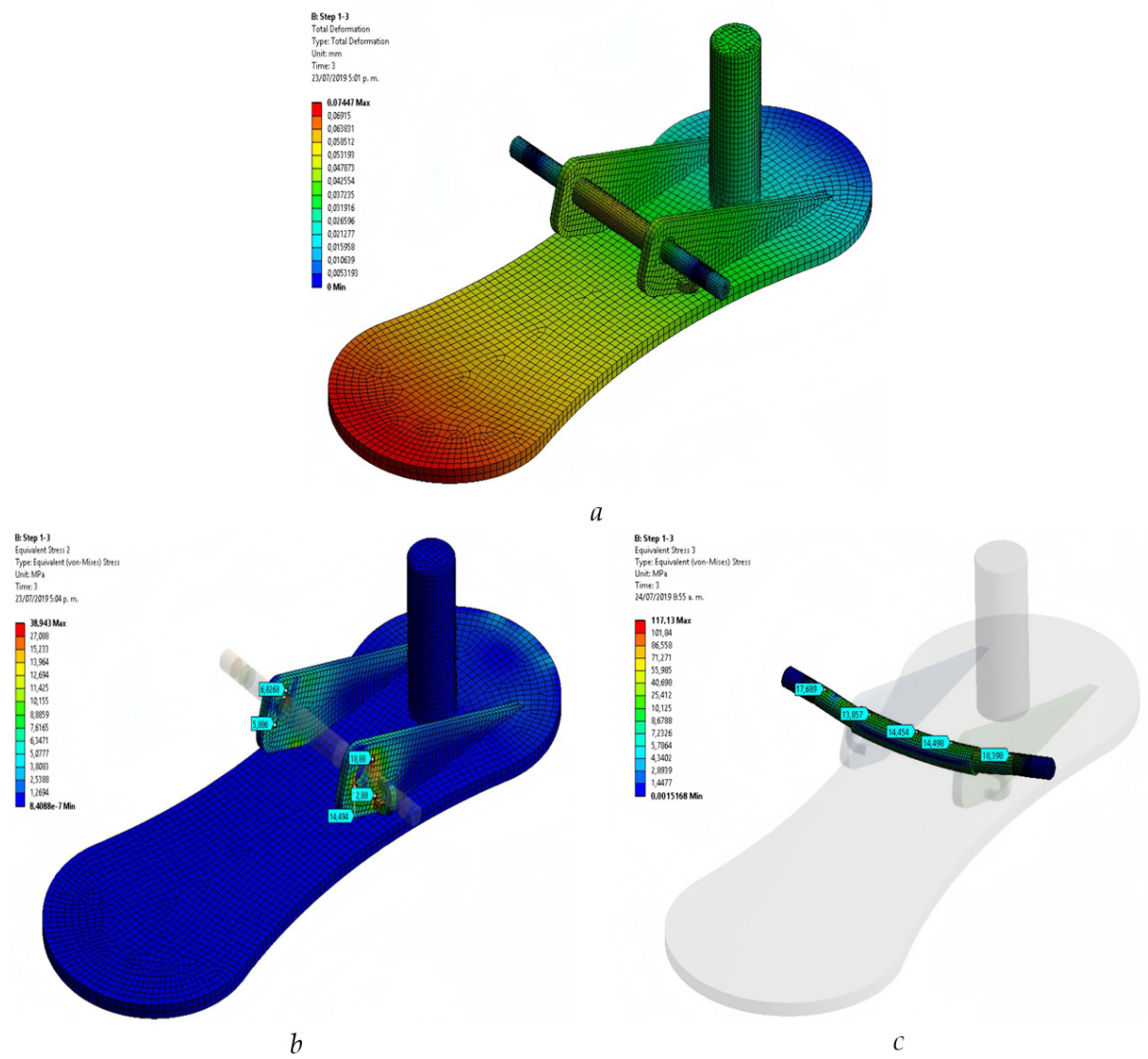


Figura 7. *Consolidado de resultados para el equilibrio cuasiestático en CP: (a) contornos de deformación atenuada, (b) disipación conservadora de los esfuerzos de Von-Mises en el duraluminio, (c) estabilidad en las presiones de contacto de los anclajes.*

Fuente: autor.

El verdadero rigor estructural emerge durante las subfases de dorsiflexión controlada (CD) y flexión plantar motorizada (PP). En estos escenarios, el peso corporal del individuo pivota de forma concentrada y dinámica sobre el antepié.

Fue en esta transición donde el poder predictivo del método inverso resultó invaluable: los vectores evidenciaron que el eje central de acople no experimenta una superposición de tensiones combinadas, sino que está sometido a un alto momento flector combinado con esfuerzos cortantes transversales derivados de las reacciones en los dos apoyos laterales, lo que desestima la ocurrencia de un estado de flexión pura. La figura 8 documenta con detalle las severas solicitaciones resultantes. El mapeo revela desplazamientos globales pico de 0,15 mm durante CD y de 0,38 mm en el instante máximo de PP. Cabe destacar que la evaluación preliminar del modelo global arrojó picos tensionales irreales de 366 MPa y 501 MPa (como se evidencia en las escalas de contorno de la figura 9). Sin embargo, se constató que estos valores corresponden exclusivamente a singularidades numéricas (concentraciones artificiales de esfuerzo originadas por la fuerte penetración nodal en las zonas de contacto friccional). Para abordar y eliminar estas distorsiones, se aplicó la técnica multiescala de submodelado, la cual permitió aislar geométricamente el componente. Al evaluar el campo de esfuerzos con una malla refinada y lejos de las perturbaciones del contacto puntual, se verificó que el error numérico se disipa y el verdadero esfuerzo de von Mises se estabiliza en 132 MPa en la postura PP, garantizando una lectura realista de las tensiones.

Para la evaluación del fallo por fluencia estática (ISO 10328-P4), el factor de seguridad (n) se calculó mediante el criterio de von Mises. Considerando que los elementos de transmisión críticos están manufacturados en Aluminio 6061-T6, cuyo límite de fluencia (S_y) en el modelo de materiales se estableció en 255 MPa, el cociente 255/132 arrojó un factor de seguridad de 1,93. Este factor se considera altamente robusto para la aplicación protésica, ya que absorbe las incertidumbres de fabricación sin añadir masa excesiva al diseño. Es preciso aclarar que este margen corresponde a condiciones de carga estática; la viabilidad total depende de los análisis de fatiga y estabilidad dinámica presentados a continuación.

4.2 Análisis modal y estabilidad dinámica.

La integridad a largo plazo de un mecanismo ortopédico exige que sus modos naturales de vibración estén completamente disociados de las frecuencias de excitación durante la marcha. Es crucial destacar que esta evaluación se realizó sobre el sistema preesforzado (figuras 9 a 10b); es decir, el *solver* calculó las frecuencias naturales al importar la matriz de rigidez actualizada desde el estado de carga estática de la postura CP, bajo el supuesto de un análisis lineal sin amortiguamiento.

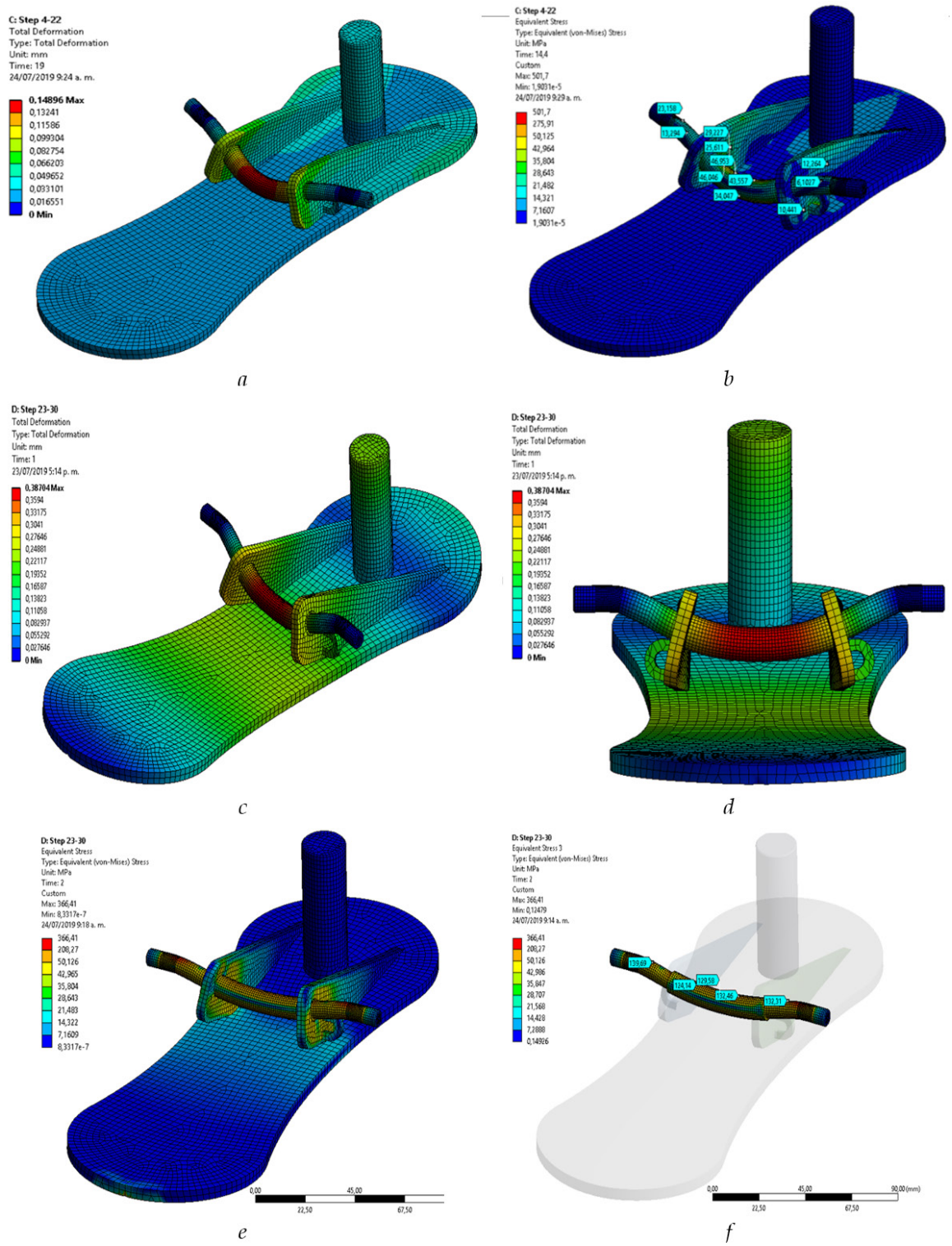
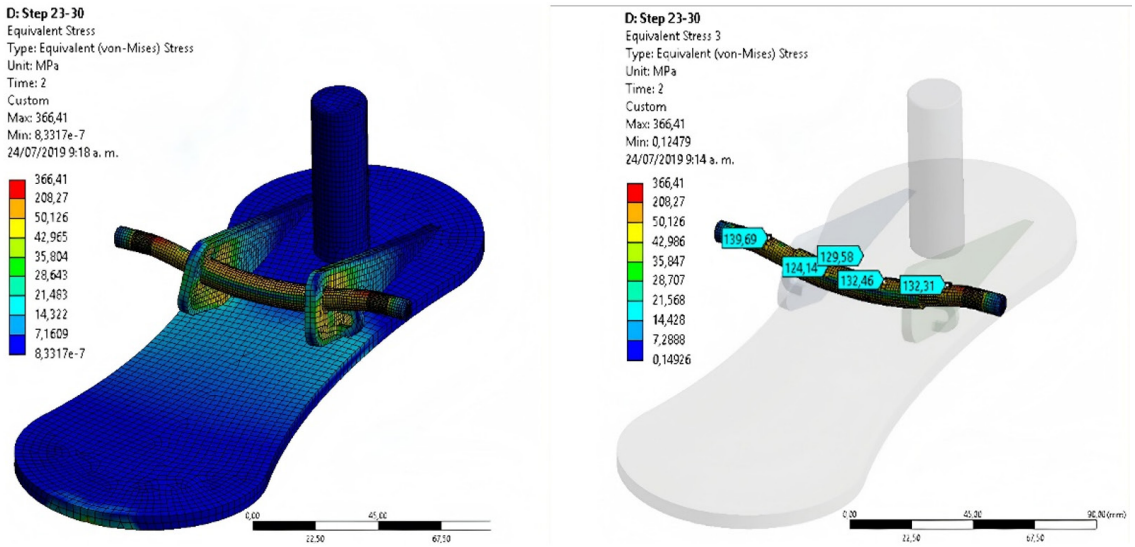


Figura 8. *Mapa de condiciones extremas detectadas en la propulsión (CD y PP): (a, c, d) cuantificación de la deformación elástica alcanzando desplazamientos máximos de 0.38 mm; (b, e, f) localización del concentrador de fatiga primario en el centro geométrico del eje de acople, sosteniendo un esfuerzo flector de 132 MPa en PP.*

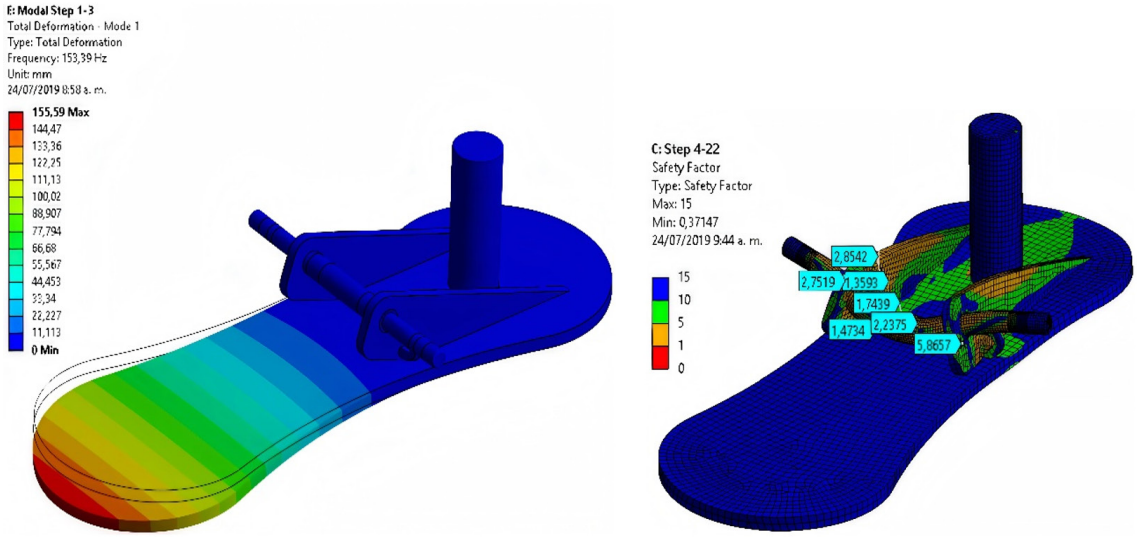
Fuente: autor



a *b*

Figura 9. *Vista exploratoria del pico tensional de 132 MPa, identificado mediante el modelo global, sirviendo como fundamento para el posterior aislamiento por sub-modelado.*

Fuente: autor



a *b*

Figura 10. *Verificaciones numéricas multifísicas indicando estabilidad integral previa al refinamiento local. En (a) evaluación de estabilidad modal: El hallazgo de una frecuencia natural fundamental de 153.39 Hz descarta cualquier posibilidad de acoplamiento resonante con la dinámica pedestre y en (b) cartografía preliminar conservadora indicativa de los umbrales de seguridad frente a daño acumulado cíclico (Fatiga global).*

Fuente: autor.

La extracción matemática del primer valor propio arrojó una frecuencia fundamental mínima de 153,39 Hz para el mecanismo en la postura CP. Al contextualizar este resultado con los datos canónicos recopilados por Winter [2], que establecen que los armónicos más altos generados durante la marcha

humana rara vez logran superar el umbral de los 2,92 Hz, se evidencia una brecha de más de 150 Hz. Esta diferencia proporciona una certeza analítica de que la prótesis no experimentará fenómenos destructivos por acoplamiento de resonancia.

4.3 Evaluación de fatiga (Goodman Modificado)

La evaluación frente al daño por cargas cíclicas oscilantes recayó en el posprocesamiento de los submodelos locales, utilizando el criterio de Goodman modificado, empleado ampliamente en elementos de máquinas [16]. El refinamiento de malla en las entallas estructurales permitió aplicar con mayor precisión el indicador matemático de biaxialidad. Las condiciones de carga cíclica se modelaron asumiendo un régimen de amplitud fluctuante pulsante ($R \approx 0$), donde el esfuerzo alterna desde la descarga hasta los 132 MPa.

El límite de resistencia a la fatiga (S_e) del Aluminio 6061-T6 se calculó analíticamente empleando los factores de modificación de Marin [16], aplicando penalizaciones por acabado superficial mecanizado y una confiabilidad del 95 %. El efecto de los concentradores de esfuerzo (K_f) quedó resuelto implícitamente por la densidad algorítmica de la malla.

La evidencia consolidada en la figura 11 es concluyente. Se constata que las aleaciones ligeras prescritas (específicamente el Aluminio 6061-T6 empleado uniformemente en la estructura portante) absorben las fluctuaciones tensionales y se mantienen de manera segura dentro de los límites de resistencia a la fatiga del material. Es importante aclarar que, aunque existen factores de seguridad locales por debajo de 1 en los alojamientos, estos obedecen exclusivamente a esfuerzos de fatiga superficial originados por las altas presiones de contacto de los pasadores. Esta condición hace imperativo el uso de un tratamiento de endurecimiento superficial (como anodizado duro) o la inserción de bujes de acero en las articulaciones del prototipo físico.

Por otro lado, el indicador de biaxialidad extraído del modelo arrojó valores cercanos a cero en la mayor parte del material de cada subensamble, lo que representa un estado de esfuerzos predominantemente uniaxial. Esto valida la precisión de la herramienta estática estructural y el uso del criterio de Goodman modificado. Dado que el aluminio no posee un límite de resistencia a la fatiga estricto para vida infinita, la curva *S-N* del material se modeló para una base de diseño superior a 10^7 ciclos. Este rigor estadístico garantiza que la supervivencia del mecanismo supera con amplia holgura los 10^6 ciclos ininterrumpidos exigidos por la normativa ISO.

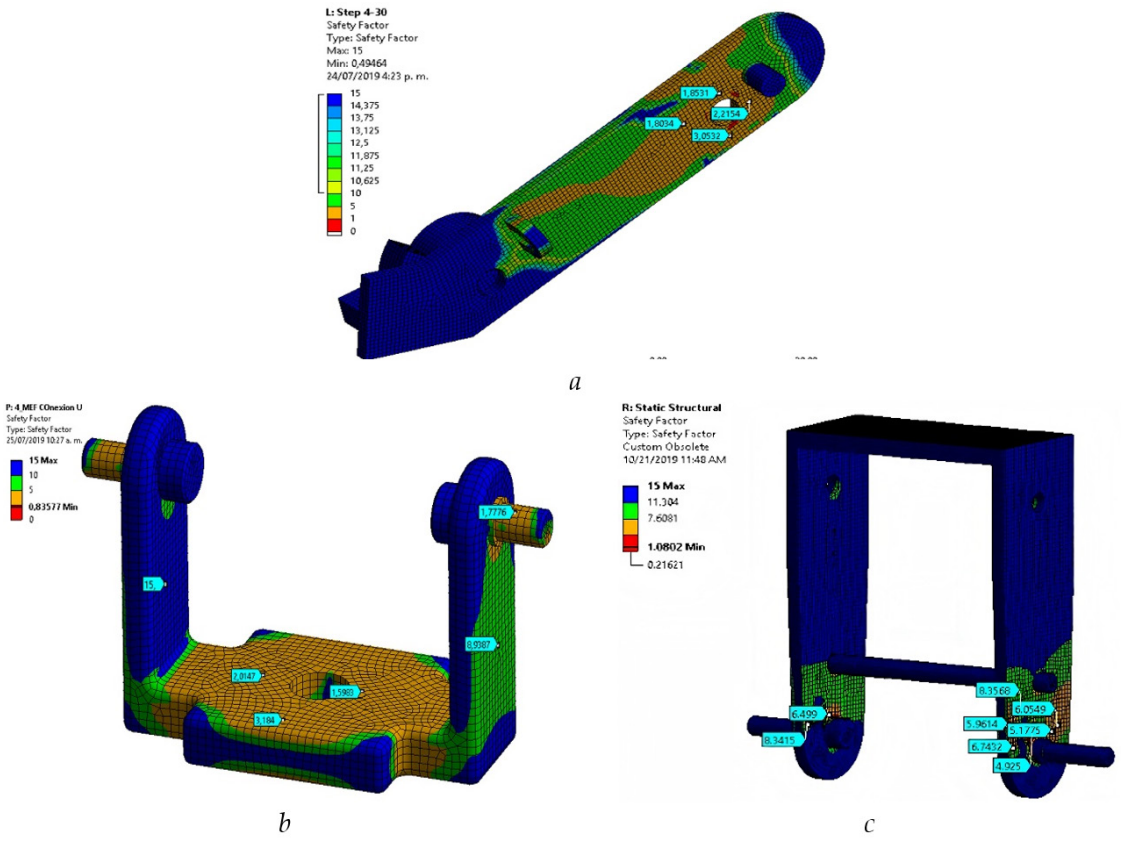


Figura 11. *Mapas predictivos locales de fatiga evaluados bajo la envolvente de Goodman Modificado, certificando virtualmente la confiabilidad estructural de los componentes vitales frente a un régimen de alto ciclaje normativo. En (a) estudio de vida infinita en Barra Superior; en (b) biaxialidad y daño cíclico en Conexión en U; y en (c) validación de empotramientos en soporte base.*

Fuente: autor.

4.4 Discusión y validación del método inverso

Los resultados obtenidos permiten analizar el desempeño del marco metodológico propuesto. En particular, la formulación basada en el método inverso permitió definir las condiciones de carga a partir de la configuración cinemática del sistema, en contraste con el enfoque tradicional (método directo).

En este contexto, el método propuesto permitió identificar que la deformación de los resortes acoplados regula el estado tensional del eje de acople, atenuando los cortantes parásitos y sometiéndolo a un régimen de flexión predominante. A partir de los resultados, se observa que este filtrado es vital para garantizar la supervivencia del mecanismo. De haberse empleado el método directo, se habrían detectado cortantes irreales, con la consecuente sobreestimación del riesgo de fallo en las uniones y la subestimación de la energía absorbida por los resortes.

No obstante, el enfoque se basa en el supuesto de cuasiequilibrio estático y de linealidad elástica previa a la fluencia. La validez de los resultados está asociada a la marcha nivelada prescrita por la norma ISO. Asimismo, el método presenta una elevada exigencia computacional debido a los contactos no lineales multiescala, lo cual abre la posibilidad de trabajos futuros orientados al acoplamiento con plataformas de dinámica multicuerpo (MBD).

5. Conclusiones

Esta investigación propuso y evaluó un marco metodológico para la validación estructural de mecanismos compliantes en prótesis transtibiales, orientado a abordar las limitaciones del enfoque convencional basado en la aplicación directa de cargas externas. Las conclusiones derivadas del estudio son:

- **Limitaciones del enfoque convencional y aporte del método inverso:** la literatura reciente evidencia una dependencia exclusiva hacia el "Método Directo" al validar pies protésicos monolíticos; sin embargo, este enfoque al evaluar prótesis orientadas a emular biomiméticamente la rigidez torsional no lineal del tobillo humano presenta limitaciones. Se demostró que la formulación de un Método Inverso —sustentada en el comportamiento de cuasiequilibrio probado por Gates y Palmer— provee la coherencia física indispensable para dictar las reacciones correctas de los resortes internos en función de la evolución cinemática, haciendo posible una simulación verdaderamente realista.
- **Evaluación estructural y zonas críticas:** el análisis permitió identificar que las condiciones más exigentes del sistema se localizan en el eje de acople central, donde se alcanzan esfuerzos máximos de 132 MPa durante la fase PP. Bajo estas condiciones, se obtuvo un factor de seguridad de 1.93 frente a fluencia para el Aluminio 6061-T6, lo cual es altamente satisfactorio para un usuario de 67 kg.
- **Contribución del submodelado:** la estrategia de submodelado permitió mejorar la precisión en la evaluación de concentraciones de esfuerzo. Específicamente, filtró singularidades numéricas en las uniones articuladas, revelando un estado puro de flexión en el eje central que de otro modo habría sido malinterpretado como un fallo por cortante.
- **Comportamiento dinámico y a fatiga:** el análisis modal indica que las frecuencias naturales (153.39 Hz) se encuentran alejadas de las frecuencias de la marcha humana, eliminando riesgos de resonancia. Asimismo, la evaluación de fatiga bajo el criterio de Goodman estima una vida superior a 3 × 106 ciclos, cumpliendo los requerimientos de durabilidad a largo plazo.

Trabajos futuros se orientarán al acoplamiento de este método inverso con algoritmos de optimización topológica y simulaciones de dinámica multicuerpo (MBD) para refinar aún más la relación resistencia-peso.

Referencias

[1] M. Bustamante-Buitrago *et al*., "Características sociodemográficas y clínicas y barreras del sistema de salud en pacientes amputados con o sin prótesis," *Revista Ciencias de la Salud*, vol. 22, no. 2, 2024.

[2] D. A. Winter, *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological*, 2nd ed. Waterloo Press, 1991.

[3] W. D. L. Lestari *et al*., "Customized Prosthetic Feet via Topology Optimization and 3D Printing: A Critical Review," *Advanced Mechanical and Mechatronic Systems*, vol. 2, no. 1, pp. 33–49, 2026, doi: https://doi.org/10.53623/amms.v2i1.776

[4] V. Prost, "Development and Validation of a Passive Prosthetic Foot Design Framework based on Lower Leg Dynamics," Ph.D. dissertation, MIT, MA, USA, 2021

[5] P. A. Pontoja-Caicedo, R. E. Cano-Buitrón, y J. I. García-Melo, "Diseño axiomático de un mecanismo pie-tobillo de una prótesis transtibial en el contexto colombiano," *Revista UIS Ingenierías*, vol. 19, no. 3, 2020, doi: https://doi.org/10.18273/revuin.v19n3-2020001

[6] P. A. Pontoja-Caicedo, "Desarrollo de un procedimiento de diseño axiomático para un mecanismo de una prótesis de pie-tobillo," Tesis de Maestría, Universidad del Valle, Cali, Colombia, 2019

[7] L. L. Howell, *Compliant Mechanisms*. John Wiley & Sons, 2013, doi: https://doi.org/10.1002/9781118516485

[8] S. A. Srikanth y R. Bharanidaran, "Design of a compliant mechanism based prosthetic foot," *International Journal of Mechanical and Production Engineering Research and Development*, vol. 7, no. 3, pp. 33–42, 2017.

[9] J. Tabucol *et al*., "Structural FEA-Based Design and Functionality Verification Methodology of Energy-Storing-and-Releasing Prosthetic Feet," *Applied Sciences*, vol. 12, no. 1, 2022, doi: https://doi.org/10.3390/app12010097.

[10] C. Folinus y A. G. Winter, "Design and Mechanical Validation of Commercially Viable, Personalized Passive Prosthetic Feet," *ASME Journal of Mechanical Design*, vol. 147, no. 3, 2025, doi: https://doi.org/10.1115/1.4064073

[11] C. N. Maganaris, "Tensile properties of in vivo human tendinous tissue," *Journal of Biomechanics*, vol. 35, no. 8, pp. 1019–1027, 2002, doi: https://doi.org/10.1016/S0021-9290(02)00047-7

[12] ANSYS Inc., *ANSYS Mechanical User's Guide*, Release 19.2, Canonsburg, PA, USA, 2019

[13] International Organization for Standardization (ISO), *ISO 10328:2016, Prosthetics - Structural testing of lower-limb prostheses*. Geneva, Switzerland, 2016

[14] A. K. Faizin *et al*., "A novel prosthetic foot with a flexible rubber ankle for the Indonesian population: a finite element analysis," *BMC Musculoskelet. Disord.*, vol. 26, no. 1119, 2025, doi: https://doi.org/10.1186/s12891-025-09418-w

[15] A. Elumalai, "Preliminary design and FEM analysis of a 3D printed prosthetic foot," Master thesis, Politecnico di Milano, Italy, 2025

[16] J. E. Shigley y R. G. Budynas, *Diseño en Ingeniería Mecánica de Shigley*, 9na ed. McGraw-Hill, 2012.

[17] A. Meisel-Roca y M. Vega, "La estatura de los colombianos: un ensayo de antropometría histórica, 1910-2002," *Documentos de Trabajo Sobre Economía Regional*, Banco de la República, Colombia, 2007

[18] Instituto Colombiano de Bienestar Familiar (ICBF) y Ministerio de Salud y Protección Social, *Encuesta Nacional de Situación Nutricional de Colombia (ENSIN 2015)*. Bogotá, Colombia, 2015.

[19] M. L. Palmer, "Sagittal plane characterization of normal human ankle function across a range of walking gait speeds," Tesis de Maestría, MIT, MA, USA, 2002

[20] D. H. Gates, "Characterizing the quasistatic stiffness of the human ankle during walking," Master's thesis, Boston University, MA, USA, 2004