



ACCESO
ABIERTO

Fecha de recepción
abril-2025

Fecha de aceptación
junio-2025

Fecha de publicación
enero-2026

Análisis biomecánico del fémur y la tibia humana bajo condiciones de carga progresiva inspiradas en las aperturas de las Ocho Puertas de Rock Lee

Ameth González
Orcid: 0009-0001-5546-5927
Correo: ameth.gonzalez.1769@udelas.ac.pa

Camila Hernández
Orcid: 0009-0001-3211-9447
Correo: camila.hernandez.1752@udelas.ac.pa

Universidad Especializada de las Américas (UDELAS), Facultad de Biociencias y Salud Pública,
Panamá, República de Panamá

Resumen

En este trabajo se realizó un análisis biomecánico del fémur y la tibia humana sometidos a condiciones de carga progresiva mediante el método de elementos finitos.

El estudio se desarrolló utilizando Autodesk Fusion 360 y se inspiró conceptualmente en las “Ocho Puertas Internas” del personaje Rock Lee, interpretadas como incrementos progresivos de activación muscular y carga axial. Se consideró un peso corporal de 47.5 kg, equivalente a una carga fisiológica basal de 466 N, y se evaluaron cuatro escenarios: condición normal (466 N), Puerta 1 (930 N), Puerta 5 (1630 N) y Puerta 8 (2330 N).

Para el fémur, las tensiones máximas de Von Mises oscilaron entre 3.72 MPa y 35.36 MPa, con desplazamientos máximos entre 0.38 mm y 1.59 mm. En el caso de la tibia, las tensiones de Von Mises variaron entre 2.13 MPa y 13.07 MPa, con desplazamientos máximos de hasta 4.09 mm en la carga más elevada.

En todos los escenarios, los valores obtenidos se mantuvieron por debajo de los límites de fractura reportados para el hueso cortical. Sin embargo, se identificaron inconsistencias numéricas en cargas intermedias, atribuibles a simplificaciones geométricas y a condiciones de mallado y frontera del modelo.

Los resultados permiten evaluar la respuesta estructural del fémur y la tibia frente a sobrecargas crecientes, así como reconocer las limitaciones propias del modelado computacional en el análisis biomecánico óseo.

Palabras claves

Biomecánica ósea, fémur, tibia, método de elementos finitos, cargas axiales, Rock Lee.

Abstract

This study presents a biomechanical analysis of the human femur and tibia subjected to progressively increasing loading conditions using the Finite Element Method (FEM).

The research was conducted using Autodesk Fusion 360 and was conceptually inspired by the “Eight Inner Gates” of the character Rock Lee, interpreted as progressive increases in muscular activation and axial loading.

A body mass of 47.5 kg was considered, corresponding to a baseline physiological load of 466 N. Four loading scenarios were evaluated: normal condition (466 N), Gate 1 (930 N), Gate 5 (1,630 N), and Gate 8 (2,330 N).

For the femur, maximum Von Mises stresses ranged from 3.72 MPa to 35.36 MPa, while maximum displacements varied between 0.38 mm and 1.59 mm.

In the case of the tibia, Von Mises stresses ranged from 2.13 MPa to 13.07 MPa, with maximum displacements reaching 4.09 mm under the highest loading condition.

Across all scenarios, the obtained values remained below the fracture limits commonly reported for cortical bone.

However, numerical inconsistencies were identified under intermediate loading conditions, which were attributed to geometric simplifications, mesh characteristics, and boundary conditions adopted in the computational model.

The results provide insight into the structural response of the femur and tibia under progressively increasing overload conditions while highlighting the inherent limitations of computational modeling in biomechanical bone analysis.

Keywords

Bone Biomechanics; Femur; Tibia; Finite Element Method; Axial Loads; Rock Lee.

Introducción

El fémur es el hueso más largo, resistente y voluminoso del esqueleto humano, y cumple una función esencial en el soporte del peso corporal y la locomoción. Su diseño estructural le permite resistir combinaciones complejas de carga que incluyen compresión axial, flexión, torsión y cizallamiento, especialmente durante actividades dinámicas como correr, saltar o levantar peso.

Desde el punto de vista anatómico, el fémur se divide en tres regiones principales: la epífisis proximal, que incluye la cabeza y el cuello femoral; la diáfisis o cuerpo; y la epífisis distal. Cada una de estas regiones presenta adaptaciones morfológicas específicas que favorecen una distribución eficiente de las fuerzas que actúan sobre las articulaciones de la cadera y la rodilla (Rho et al., 1998).

El tejido óseo del fémur presenta una organización jerárquica compuesta por hueso cortical y hueso trabecular. El hueso cortical constituye una capa externa densa que proporciona alta rigidez y resistencia a la compresión, mientras que el hueso trabecular interno, de estructura porosa, permite la absorción de energía y la redistribución de las cargas mecánicas. Esta combinación confiere al fémur una relación óptima entre resi

stencia mecánica y ligereza estructural, característica ampliamente estudiada en biomecánica e inspiradora de aplicaciones en biomimética y diseño protésico (Rho et al., 1998; Audibert et al., 2018).

En el campo de la ingeniería biomédica, el análisis del comportamiento mecánico del fémur mediante el método de elementos finitos (FEM) se ha consolidado como una herramienta fundamental para evaluar la distribución de tensiones internas, estimar deformaciones y predecir posibles zonas de falla estructural.

Diversos estudios han demostrado la importancia de considerar tanto la heterogeneidad del material óseo como la curvatura anatómica del hueso, ya que estos factores influyen de manera significativa en la respuesta mecánica del fémur ante distintos escenarios de carga (Au et

al., 2010; Schileo et al., 2020; Kaku et al., 2023). A través de estos modelos computacionales es posible obtener parámetros biomecánicos como la tensión equivalente de Von Mises, la deformación elástica máxima y los factores de seguridad, los cuales resultan de gran relevancia para el diseño de prótesis, placas, tornillos y otros dispositivos ortopédicos.

Además del fémur, la tibia constituye otro elemento estructural clave del miembro inferior, ya que es el principal hueso portante de la pierna y se encarga de soportar y transmitir las fuerzas de compresión generadas durante la locomoción.

Su función es esencial en la transferencia de carga desde la articulación de la rodilla hacia el tobillo, lo que la convierte en una estructura determinante para comprender el comportamiento mecánico global de la extremidad inferior.

La tibia presenta una configuración anatómica optimizada para soportar elevados esfuerzos axiales, caracterizada por una diáfisis alargada con paredes corticales gruesas y una epífisis proximal amplia que permite distribuir las cargas entre los compartimentos medial y lateral de la rodilla.

Estudios morfométricos tridimensionales basados en tomografía computarizada reportan dimensiones promedio proximales del orden de 72.5 mm en el diámetro mediolateral y 46.3 mm en el diámetro anteroposterior, con una relación de aspecto cercana a 1.57, lo que garantiza una base estable para la transferencia de cargas (Phombut et al., 2021).

Desde el punto de vista de las propiedades mecánicas, el hueso cortical tibial presenta un módulo de Young en el rango de 17 a 20 GPa y una densidad aparente aproximada de 1.8–2.0 g/cm³, mientras que el hueso trabecular exhibe una resistencia a la compresión del orden de 5–10 MPa y un módulo elástico significativamente menor.

Esta combinación proporciona rigidez axial junto con capacidad de absorción de energía (Rho et al., 1998; Morgan et al., 2018).

Durante actividades dinámicas, la tibia puede estar sometida a cargas de compresión equivalentes a varias veces el peso corporal, alcanzando tensiones internas elevadas en el hueso cortical.

A medida que la carga aumenta progresivamente, el tejido óseo

puede presentar un comportamiento no lineal asociado a la aparición de microfisuras y a la redistribución de tensiones internas, fenómenos que preceden a la falla estructural (Morgan et al., 2018).

En este contexto, el presente estudio propone un enfoque que integra la biomecánica estructural con una interpretación conceptual inspirada en la cultura popular japonesa, específicamente en las Aperturas de las Puertas Internas del personaje Rock Lee durante su combate contra Gaara en la serie Naruto.

Estas “puertas” representan simbólicamente la liberación progresiva del potencial físico del cuerpo humano mediante la eliminación de limitaciones neuromusculares.

Trasladado al ámbito biomecánico, este concepto se interpreta como un incremento controlado y progresivo de la carga axial aplicada sobre el fémur y la tibia, permitiendo analizar cómo evoluciona su respuesta estructural frente a niveles crecientes de esfuerzo.

Para ello, se definieron cuatro escenarios de simulación: una condición normal correspondiente al esfuerzo fisiológico típico durante actividades cotidianas, un incremento moderado equivalente al doble de la carga fisiológica, un aumento significativo representativo de un esfuerzo extremo y una carga máxima teórica cercana al umbral estructural del hueso.

Las simulaciones se desarrollaron en el software Autodesk Fusion 360 utilizando modelos tridimensionales del fémur y la tibia bajo condiciones de frontera definidas, incluyendo fijación distal y aplicación de carga axial.

Adicionalmente, se consideró un modelo alternativo compuesto por una aleación de acero de alta resistencia, con el objetivo de comparar el comportamiento del material biológico frente a un material metálico sometido a cargas equivalentes.

Este análisis busca contribuir al entendimiento de los límites biomecánicos del fémur y la tibia, así como a la evaluación comparativa de materiales utilizados en aplicaciones protésicas.

Al integrar una base fisiológica con un modelo conceptual de

incremento progresivo de fuerza, el estudio ofrece una visión didáctica y estructuralmente coherente sobre la respuesta de los huesos largos del miembro inferior ante condiciones de sobrecarga, con posibles aplicaciones en el diseño de prótesis, la planificación quirúrgica y el análisis de la resistencia del sistema musculoesquelético.

Metodología

Para el desarrollo del análisis por elementos finitos se utilizó el software Autodesk Fusion 360, con el objetivo de evaluar la respuesta mecánica del fémur y la tibia humana bajo condiciones de carga progresiva inspiradas en las aperturas de las “Puertas Internas” del personaje Rock Lee.

En este enfoque, las puertas se interpretaron como un modelo biomecánico de activación muscular progresiva, permitiendo simular incrementos controlados de esfuerzo desde condiciones fisiológicas normales hasta niveles cercanos al umbral estructural del hueso.

En primer lugar, se definieron las condiciones de carga base considerando un peso corporal de 47.5 kg, correspondiente al personaje analizado (Rock Lee a los 12 años). A partir de este valor, se calculó la carga axial fisiológica mediante la expresión:

$$W = m \times g = 47.5 \text{ kg} \times 9.81 \text{ m/s}^2 = 466 \text{ N}$$

Esta carga representa el esfuerzo promedio que el fémur soporta durante la bipedestación. Posteriormente, se establecieron cuatro escenarios de carga progresiva, inspirados en las descripciones de las Puertas Internas:

- Condición normal ($1.0\times = 466 \text{ N}$): corresponde a la carga fisiológica normal del fémur en reposo.
- Puerta 1 – Apertura ($2.0\times = 930 \text{ N}$): representa la eliminación de los límites neuronales al uso muscular, traduciéndose en una duplicación de la carga axial.
- Puerta 5 – Cierre ($3.5\times = 1630 \text{ N}$): simula un esfuerzo dinámico considerable, asociado a un incremento significativo de la fuerza

muscular, aún dentro de los límites fisiológicos del hueso.

- Puerta 8 – Muerte ($5.0\times = 2330\text{ N}$): representa la máxima activación muscular y cardiovascular, correspondiente a una carga cercana al límite estructural del fémur.

Estos factores de carga se definieron tomando como referencia estudios biomecánicos que reportan que las fuerzas aplicadas sobre el fémur durante actividades dinámicas pueden alcanzar entre tres y cinco veces el peso corporal sin superar el rango fisiológico.

A continuación, se recopilaban las propiedades biomecánicas del tejido óseo cortical y trabecular con el fin de crear materiales personalizados dentro de Fusion 360.

Para el hueso cortical se empleó un módulo de Young de 17 GPa, un coeficiente de Poisson de 0.3 y una densidad de 1900 kg/m^3 . Debido a limitaciones del software, la simulación se centró en la aplicación de fuerzas en la región media del fémur, lo que permitió garantizar estabilidad numérica durante el cálculo.

El modelo tridimensional del fémur fue importado en formato STL, posteriormente limpiado y preparado para el análisis. Cuando la geometría lo permitió, se diferenciaron una capa cortical externa y un núcleo trabecular interno.

Las condiciones de contorno se definieron fijando la epífisis distal, correspondiente a los cóndilos femorales, mediante restricciones que simulan la fijación articular.

La carga axial se aplicó en la mitad del fémur, variando su magnitud según el escenario de carga considerado. El mallado fue ajustado para cada simulación, especificándose en cada caso el tamaño de malla utilizado.

Para el análisis biomecánico de la tibia se siguió un enfoque similar, utilizando Autodesk Fusion 360 para garantizar la trazabilidad del modelo y la reproducibilidad de los parámetros.

Se evaluó la respuesta del tejido cortical tibial ante incrementos progresivos de carga inspirados en las Ocho Puertas Internas, interpretadas como fases de aumento muscular extremo.

Las propiedades mecánicas del hueso cortical tibial se definieron con un módulo de Young de 18 GPa, coeficiente de Poisson de 0.30, límite elástico de 150 MPa, resistencia última aproximada de 230 MPa y una densidad de 1.9 g/cm³.

Estos valores se asignaron mediante la creación de un material personalizado en el software. La geometría de la tibia se representó como un cilindro hueco, con un diámetro externo de 25 mm y un diámetro interno de 10 mm, dimensiones acordes con mediciones morfométricas promedio reportadas en la literatura. Esta simplificación permitió capturar de manera adecuada el comportamiento dominante en compresión axial.

Las condiciones de frontera para la tibia consistieron en la fijación completa de la base inferior del cilindro, simulando el apoyo distal sobre el astrágalo.

La carga axial se aplicó de forma uniforme sobre la superficie superior, representando la transmisión de fuerzas desde la articulación de la rodilla.

El rango de cargas aplicado fue equivalente al utilizado en el análisis del fémur: 466 N, 930 N, 1630 N y 2330 N, coherente con estudios que indican que la tibia puede experimentar entre tres y cinco veces el peso corporal durante actividades de alta intensidad.

Cada simulación se ejecutó verificando la correcta aplicación de cargas, restricciones y propiedades del material.

Para todos los casos se obtuvieron mapas de tensión equivalente de Von Mises, tensiones principales, desplazamientos totales y factores de seguridad, lo que permitió evaluar de forma comparativa la evolución de la respuesta estructural del fémur y la tibia ante cargas progresivas.

Se utilizó un tamaño de malla de 0.75 mm en el análisis de la tibia con el objetivo de representar con mayor detalle la geometría del hueso y capturar adecuadamente posibles concentraciones de tensión.

Finalmente, se realizó un análisis comparativo entre los diferentes escenarios de carga y materiales, documentando todos los parámetros del modelo para garantizar la coherencia y reproducibilidad del estudio.

Resultados

Tibia

El comportamiento biomecánico de la tibia bajo condiciones de carga progresiva fue evaluado mediante análisis por elementos finitos, considerando cuatro escenarios representativos del incremento de activación muscular inspirado en las Ocho Puertas Internas de Rock Lee.

Para cada simulación se analizaron la distribución de tensiones equivalentes de Von Mises, tensiones principales, desplazamientos totales, deformaciones equivalentes y factores de seguridad, con el objetivo de caracterizar la respuesta estructural del hueso cortical ante incrementos sucesivos de carga axial.

En la primera simulación 1, correspondiente a la condición fisiológica basal con una carga aplicada de 466 N, el modelo presentó un comportamiento completamente elástico.

La distribución de tensiones de Von Mises fue homogénea a lo largo del eje longitudinal de la tibia, con un valor máximo de 2.13 MPa, y un desplazamiento total máximo de 1.67 mm, como se observa en la Figura 1-A.

Estos valores se encuentran dentro del rango típico de respuesta del hueso cortical sometido a esfuerzos subfisiológicos, caracterizado por alta rigidez axial y deformaciones mínimas, sin indicios de concentración crítica de tensiones.

Al incrementar la carga a 930 N en la Simulación 2 (Puerta 1), se evidenció un aumento progresivo de la magnitud de las tensiones internas y de los desplazamientos, manteniéndose aún dentro del régimen elástico del material.

La tensión máxima de Von Mises alcanzó 3.50 MPa, mientras que el desplazamiento total máximo se incrementó hasta 3.41 mm. La Figura 1-B muestra una mayor concentración de tensiones en la región proximal del modelo, asociada a la transmisión axial de la carga desde la superficie superior, aunque sin superar los límites biomecánicos conocidos del hueso cortical.

Cuando se aplica una carga correspondiente a 1630 N (Puerta 5), el

modelo exhibió un comportamiento numéricamente atípico. A pesar del incremento significativo de la carga aplicada, la tensión máxima de Von Mises disminuyó a 0.234 MPa y el desplazamiento total máximo se redujo a 0.092 mm, como se aprecia en la figura 1-C.

Esta respuesta contradice la progresión mecánica esperada para un hueso cortical real, donde el aumento de carga suele generar incrementos proporcionales de tensión y deformación dentro del rango elástico.

La reducción abrupta de estos parámetros sugiere la influencia de factores numéricos asociados a la simplificación geométrica del modelo, a la orientación del vector de carga, a las condiciones de frontera o a la redistribución artificial de tensiones inducida por el mallado, más que a un comportamiento fisiológico real del tejido óseo.

Finalmente, cuando se aplica una carga de 2330 N (Puerta 8), la respuesta estructural mostró nuevamente una tendencia coherente con la literatura biomecánica. La tensión máxima de Von Mises aumentó hasta 13.07 MPa, mientras que el desplazamiento total máximo alcanzó 4.09 mm, como se observa en la Imagen 7.

En este escenario, las concentraciones de esfuerzo se localizaron principalmente en las regiones de transmisión de carga, reflejando una mayor exigencia estructural del hueso cortical bajo condiciones de sobrecarga.

A pesar de ello, los valores obtenidos se mantuvieron ampliamente por debajo del umbral de fractura reportado para la tibia cortical, estimado entre 150 y 200 MPa, indicando que la estructura no alcanza condiciones de falla.

Los resultados cuantitativos de cada escenario de carga, incluyendo fuerza aplicada, tensiones máximas de Von Mises, tensiones principales, desplazamientos totales, deformaciones equivalentes y factores de seguridad, se presentan de forma resumida en la Tabla 1, permitiendo una comparación directa entre las distintas condiciones analizadas.

En conjunto, los resultados evidencian una respuesta mecánica progresiva y coherente en las condiciones de carga baja y alta, así como una inestabilidad numérica en la carga intermedia, atribuible a limitaciones del modelo y no a la resistencia real de la tibia humana.

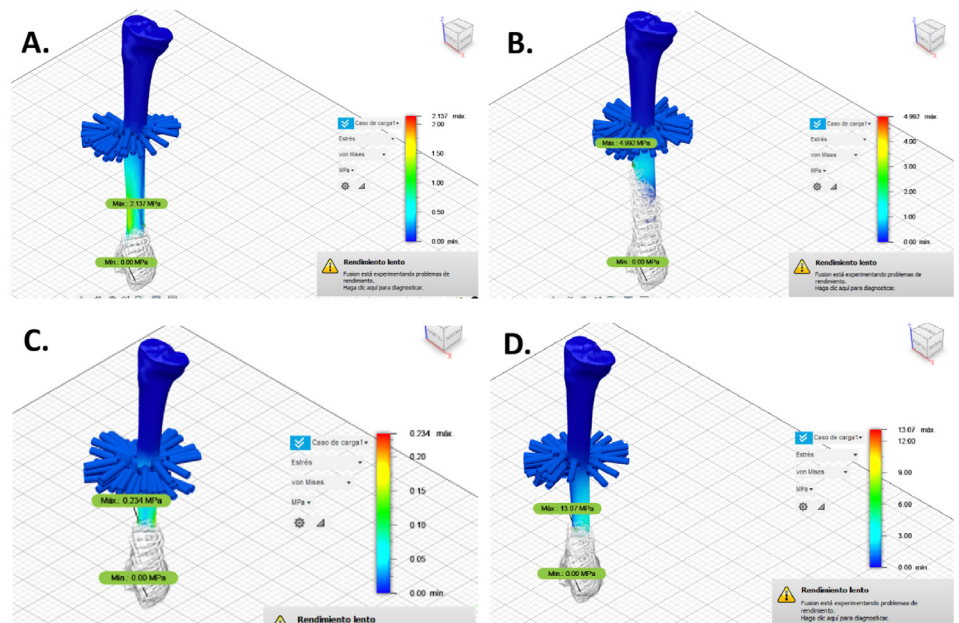


Figura 1. Distribución de tensiones equivalentes de Von Mises en el modelo de la tibia humana bajo condiciones de carga progresiva, obtenida mediante análisis por elementos finitos en Autodesk Fusion 360. (A) Condición fisiológica basal con una carga axial de 466 N, correspondiente a la bipedestación, donde se observa una distribución homogénea de tensiones con un valor máximo de 2.137 MPa. (B) Escenario Puerta 1 con una carga de 930 N, que muestra un incremento moderado de las tensiones internas, alcanzando un valor máximo de 4.992 MPa, concentradas principalmente en la región proximal del modelo. (C) Escenario Puerta 5 con una carga de 1630 N, en el cual se presenta un comportamiento atípico caracterizado por una reducción de la tensión máxima a 0.234 MPa, atribuible a efectos numéricos asociados al modelado y al mallado. (D) Escenario Puerta 8 con una carga de 2330 N, donde se evidencia un aumento significativo de la tensión de Von Mises hasta 13.07 MPa, reflejando una mayor exigencia estructural sin alcanzar el umbral de fractura del hueso cortical. La escala de colores representa la magnitud de la tensión equivalente de Von Mises en MPa.

Condición / Puerta	Fuerza aplicada (N)	Von Mises máx. (MPa)	Estrés principal I (MPa)	Desplazamiento total máx. (mm)	Deformación equivalente máx. (–)	Fuerza de reacción máx. (N)	Factor de seguridad (mín–máx)
Normal (reposo)	466	2.137	1.307	1.676	1.797×10^{-4}	1711.65	15.00–15.00
Puerta 1 (2×)	930	3.505	3.881	3.414	2.598×10^{-4}	3068.83	15.00–15.00
Puerta 5 (3.5×)	1630	0.234	0.265	0.092	2.075×10^{-5}	198.01	15.00–15.00
Puerta 8 (5×)	2330	13.07	12.307	4.089	1.00×10^{-3}	3347.24	12.24–15.00

Fémur

El comportamiento biomecánico del fémur humano fue evaluado mediante simulaciones por elementos finitos bajo cuatro escenarios de carga progresiva inspirados en las Aperturas de las Puertas Internas de Rock Lee.

Para cada caso se analizaron la tensión equivalente de Von Mises, el desplazamiento total, la deformación equivalente, la fuerza de reacción y el factor de seguridad, con el objetivo de caracterizar la respuesta estructural del hueso ante incrementos sucesivos de carga axial.

Con una carga aplicada de 466 N, el fémur presentó un comportamiento estructural estable. La tensión máxima de Von Mises alcanzó 5.062 MPa, mientras que el desplazamiento total máximo fue de 0.464 mm, como se observa en la Figura 2-A.

La deformación equivalente máxima fue de 3.998×10^{-4} , indicando una respuesta completamente elástica del tejido óseo. La fuerza de reacción máxima registrada fue de 335.939 N, y el factor de seguridad mostró valores bajos en regiones localizadas debido a singularidades numéricas, sin representar un riesgo real de fractura. En este escenario, las tensiones se mantuvieron muy por debajo del límite de fractura típico del hueso cortical, estimado entre 60 y 100 MPa.

Al duplicar la carga (930 N, Puerta 1), el modelo continuó mostrando un comportamiento biomecánicamente seguro. La tensión máxima de Von Mises disminuyó a 3.724 MPa, mientras que el desplazamiento total máximo se redujo a 0.385 mm, como se aprecia en la Figura 2-B.

La deformación equivalente máxima fue de 2.942×10^{-4} , y la fuerza de reacción máxima alcanzó 358.249 N.

Esta reducción en la tensión máxima, pese al aumento de carga, se atribuye a cambios en la localización de las zonas críticas y a la presencia de singularidades locales en la malla, fenómeno común en análisis FEM.

En términos globales, el fémur permaneció ampliamente dentro de rangos biomecánicos seguros.

Cuando la carga es de 1630 N (Puerta 5), se observó un incremento consistente de las tensiones y deformaciones.

La tensión máxima de Von Mises aumentó hasta 12.656 MPa, mientras que el desplazamiento total máximo fue de 0.766 mm, como se muestra en la Figura 2-C. La deformación equivalente máxima alcanzó 9.812×10^{-4} , y la fuerza de reacción máxima fue de 426.814 N.

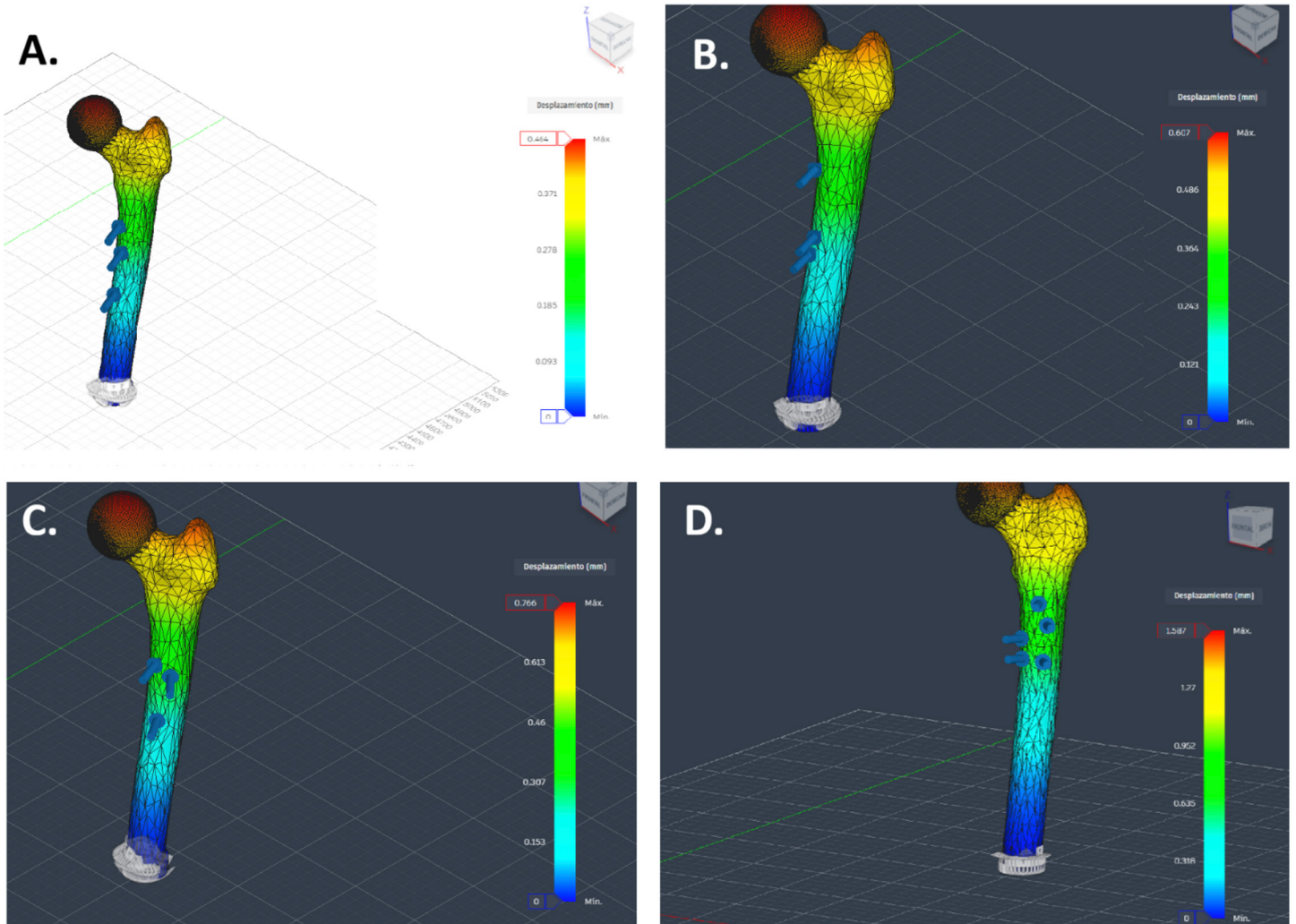
A pesar del incremento significativo de la carga, los desplazamientos se mantuvieron por debajo de 1 mm, reflejando la elevada rigidez estructural del fémur. Estos valores continúan siendo muy inferiores al límite de fractura del hueso cortical, indicando un amplio margen de seguridad.

Finalmente, al aplicar una carga máxima de 2330 N (Puerta 8), el fémur experimentó la mayor exigencia estructural del estudio. La tensión máxima de Von Mises alcanzó 35.361 MPa, el desplazamiento total máximo fue de 1.587 mm y la deformación equivalente máxima se incrementó hasta 0.003, equivalente a una deformación del 0.3 %, como se observa en la Figura 2-D.

La fuerza de reacción máxima registrada fue de 748.874 N. A pesar de tratarse del escenario más exigente, las tensiones permanecieron muy por debajo del rango de resistencia máxima axial reportado para un fémur humano sano, que puede soportar entre 4000 y 8000 N, lo que confirma que no se alcanzan condiciones de falla estructural real.

Los resultados cuantitativos obtenidos para cada escenario de carga, incluyendo tensión máxima de Von Mises, desplazamiento total, fuerza de reacción, deformación equivalente y factor de seguridad, se presentan de manera resumida en la Tabla 2, permitiendo una comparación directa entre las distintas condiciones simuladas.

En conjunto, los resultados evidencian que el fémur mantiene un comportamiento biomecánicamente seguro bajo todas las cargas inspiradas en las Puertas Internas, y que los avisos de “fallo” reportados por el software corresponden a artefactos numéricos asociados a singularidades locales de la malla y no a una fractura real del tejido óseo.



Figuras 2. Distribución del desplazamiento total en el modelo tridimensional del fémur humano bajo condiciones de carga axial progresiva, obtenida mediante análisis por elementos finitos en Autodesk Fusion 360. (A) Condición fisiológica basal con una carga aplicada de 466 N, donde se observa un desplazamiento máximo de 0.464 mm, concentrado principalmente en la región proximal del fémur. (B) Escenario Puerta 1 con una carga de 930 N, que presenta un desplazamiento máximo de 0.385 mm, manteniendo una respuesta estructural estable y dentro del régimen elástico. (C) Escenario Puerta 5 con una carga de 1630 N, en el cual el desplazamiento total máximo aumenta a 0.766 mm, reflejando una mayor exigencia estructural sin alcanzar valores críticos. (D) Escenario Puerta 8 con una carga de 2330 N, donde se registra el mayor desplazamiento total del estudio, con un valor máximo de 1.587 mm, evidenciando la respuesta progresiva del fémur ante sobrecargas crecientes. La escala de colores representa la magnitud del desplazamiento total en milímetros (mm).

Carga aplicada (N)	Von Mises máx. (MPa)	Desplazamiento total máx. (mm)	Fuerza de reacción total máx. (N)	Deformación equivalente máx.	Factor de seguridad (min-max)
466	5.062	0.464	335.939	3.998E-04	1.975E-06 – 0.054
930	3.724	0.385	358.249	2.942E-04	2.686E-06 – 240.524
1630	12.656	0.766	426.814	9.812E-04	7.901E-07 – 8.452
2330	35.361	1.587	748.874	0.003	2.828E-07 – 6.392E+07

El comportamiento global del fémur frente a las diferentes cargas aplicadas se resume de manera clara en el Gráfico 1, donde se observa una tendencia progresiva de la tensión equivalente de Von Mises y del desplazamiento total máximo a medida que aumenta la carga axial. Este comportamiento indica una respuesta mecánica coherente del hueso, sin cambios abruptos ni indicios de falla estructural dentro del rango analizado. La deformación equivalente máxima se mantiene en valores bajos y evoluciona de forma gradual, lo que sugiere que el fémur opera predominantemente dentro del régimen elástico incluso bajo escenarios de carga elevada. En conjunto, la visualización gráfica complementa los resultados numéricos y los campos de tensiones obtenidos por el análisis FEM, reforzando la interpretación de una respuesta estructural estable ante incrementos progresivos de carga

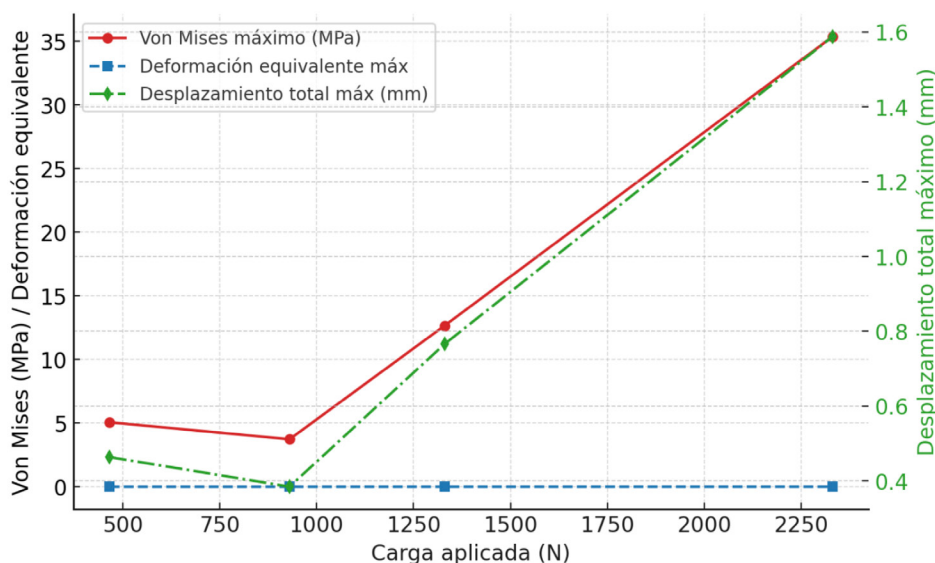


Figura 3. Respuestas del fémur a diferentes cargas aplicadas

Discusión

El análisis por elementos finitos del fémur y la tibia bajo cargas axiales progresivas muestra que ambos huesos mantienen un comportamiento estructural estable dentro del régimen elástico para todos los escenarios evaluados. En la tibia, las cargas fisiológicas (466 N) y moderadas (930 N) generan incrementos coherentes en la tensión de Von Mises y el desplazamiento, mientras que el escenario de carga máxima (2330 N) produce un aumento significativo de ambos parámetros sin alcanzar valores asociados a falla estructural. El comportamiento anómalo observado en la carga intermedia (1630 N), caracterizado por una reducción de tensiones y desplazamientos, se atribuye a efectos numéricos del modelo y no a una respuesta biomecánica real del tejido óseo.

En el fémur, la respuesta mecánica es más consistente, observándose un incremento progresivo de la tensión de Von Mises, la deformación equivalente y el desplazamiento total a medida que aumenta la carga aplicada. Incluso en el escenario más exigente, los valores obtenidos se mantienen muy por debajo de los umbrales de fractura reportados para el fémur humano, lo que confirma un amplio margen de seguridad estructural bajo las condiciones analizadas.

Los rangos extremadamente amplios del factor de seguridad (mín-máx) observados en ambos huesos reflejan la presencia de singularidades numéricas propias del análisis FEM, asociadas a condiciones de frontera, discretización de malla y regiones con tensiones cercanas a cero. Por ello, este parámetro no se considera representativo del comportamiento global del sistema y se interpreta con cautela, priorizándose el análisis de la tensión de Von Mises y el desplazamiento total como indicadores más robustos de la respuesta biomecánica.

Conclusión

El análisis por elementos finitos del fémur y la tibia bajo cargas axiales progresivas mostró que ambos huesos mantienen un comportamiento estructural estable dentro del régimen elástico, incluso bajo escenarios de sobrecarga inspirados en las Puertas Internas de Rock Lee. Las tensiones de Von Mises y los desplazamientos obtenidos se mantuvieron por debajo de los valores asociados a falla estructural, indicando que la resistencia

ósea es suficiente para soportar las cargas aplicadas en el modelo. Los rangos amplios observados en el factor de seguridad se atribuyen a singularidades numéricas propias del método y no representan un indicador global fiable del estado estructural. En conjunto, los resultados sugieren que las lesiones del personaje no se explican únicamente por un colapso estructural del hueso bajo carga axial, sino que involucran otros mecanismos biomecánicos no considerados en este estudio, como efectos dinámicos, flexión, torsión o daño acumulativo.

Contribución del autor

A.G. y C.H.: Conceptualization, Methodology, Software, Formal analysis, Investigation, Data curation, Visualization, Writing-original draft, Writing-review & editing.

Referencias

- Audibert, C., Chaves-Jacob, J., Linares, J.-M., & Lopez, Q.-A. (2018). Bio-inspired method based on bone architecture to optimize the structure of mechanical workpieces. *Materials & Design*, 160, 1200–1216 (Article No. 107, Oct 2018). DOI: 10.1016/j.matdes.2018.10.013.
- Au, A. G., Liggins, A. B., Raso, V. J., Carey, J. P., & Amirfazli, A. (2010). Representation of bone heterogeneity in subject-specific finite element models for the knee. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 99(2), 154–171. DOI: 10.1016/j.cmpb.2009.11.009.
- Kaku, N., Hosoyama, T., Shibuta, Y., Kimura, M., & Tsumura, H. (2023). Influence of femoral bowing on stress distribution of the proximal femur: A three-dimensional finite element analysis. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 18, 82. DOI: 10.1186/s13018-023-03559-1.
- Morgan, E. F., Unnikrisnan, G. U., & Hussein, A. I. (2018). Bone mechanical properties in healthy and diseased states. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 20, 119–143. DOI: 10.1146/annurev-bioeng-062117-121139.
- Phombut, C., Rooppakhun, S., & Sindhupakorn, B. (2021). Morphometric measurement of the proximal tibia to design the tibial component of total knee arthroplasty for the Thai population. *Journal of Experimental Orthopaedics*, 8(1), 118. DOI: 10.1186/s40634-

021-00429-9.

Rho, J. Y., Kuhn-Spearing, L., & Zioupos, P. (1998). Mechanical properties and the hierarchical structure of bone. *Medical Engineering & Physics*, 20(2), 92–102. DOI: 10.1016/S1350-4533(98)00007-1.

Schileo, E., Pitocchi, J., Falcinelli, C., & Taddei, F. (2020). Cortical bone mapping improves finite element strain prediction accuracy at the proximal femur. *Bone*, 136, 115348. DOI: 10.1016/j.bone.2020.115348.

Sheikh, Z., Najeeb, S., Khurshid, Z., Verma, V., Rashid, H., & Glogauer, M. (2015). Biodegradable materials for bone repair and tissue engineering applications. *Materials (Basel)*, 8(9), 5744–5794. DOI: 10.3390/ma8095273.