

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL

Facultad de Ingeniería en Electricidad y Computación

ANÁLISIS DEL COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO DEL FEMUR SOMETIDO A DIFERENTES CARGAS (MARCHA, CARRERA, EXTERNA TRANSVERSAL) MEDIANTE EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS Y SEGMENTACIÓN DE IMÁGENES DICOM.

EXAMEN COMPLEXIVO - COMPONENTE PRÁCTICO

INFORME PROFESIONAL

Previo a la obtención del Título de:

MAGISTER EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

VICENTE DAVID PAUCAR CARRILLO

GUAYAQUIL – ECUADOR

AÑO: 2024

AGRADECIMIENTOS

Agradezco profundamente a mis profesores de la Maestría en Ingeniería Biomédica de la ESPOL por su guía, apoyo y dedicación a lo largo de este proceso. Sus enseñanzas han sido fundamentales para la realización de esta tesis y para mi crecimiento académico y profesional.

DEDICATORIA

El presente proyecto lo dedico a mis padres, cuyo amor y apoyo incondicional han sido mi mayor motivación. También lo dedico a mis amigos, por su constante aliento y compañerismo a lo largo de este camino. Sin ustedes, este logro no habría sido posible.

COMITÉ DE EVALUACIÓN

.....

.

PhD. Carlos Gabriel Helguero Alcivar

.....

PhD. Miguel Alberto Torres Rodriguez

DECLARACIÓN EXPRESA

"La responsabilidad y la autoría del contenido de este Informe Profesional, me corresponde exclusivamente; y doy mi consentimiento para que la ESPOOL realice la comunicación pública de la obra por cualquier medio con el fin de promover la consulta, difusión y uso público de la producción intelectual"

Vicente David Paucar Carrillo

RESUMEN

El presente proyecto se centra en el análisis biomecánico del fémur realizado a través de simulaciones en software especializado. El objetivo principal fue modelar y simular el comportamiento del fémur bajo condiciones de carga como carga transversal, marcha y carrera, identificando áreas críticas susceptibles a fallas. Se reconstruyó y modeló la geometría del fémur usando imágenes de tomografía computarizada, lo que permitió un análisis detallado de su comportamiento biomecánico y la identificación de áreas críticas y la capacidad del fémur para soportar diferentes cargas.

La metodología empleada incluyó un modelo matemático para las condiciones iniciales y las cargas de marcha, carrera y externas transversales. Se obtuvieron modelos 3D del fémur a partir de imágenes DICOM utilizando software 3D Slicer. Posteriormente, se realizaron simulaciones con el método de elementos finitos usando el software Ansys Workbench en su versión estudiantil, donde se analizaron los esfuerzos y deformaciones en el fémur bajo distintas condiciones de carga.

Durante la marcha, aunque el fémur no experimenta impactos inmediatos significativos, las tensiones repetitivas pueden eventualmente provocar fallas por fatiga. La tensión máxima de Von Mises llega a 44.191 MPa, concentrándose en la zona de contacto entre el acetábulo y el cuello femoral, con la carga distribuyéndose principalmente en la región lateral de la metáfisis, alcanzando hasta 14.787 MPa. La deformación máxima de 0,097982 mm se encuentra en la parte inferior del cuello femoral, lo que subraya la necesidad de considerar el impacto acumulativo de estas cargas.

En situaciones de carrera, las fuerzas sobre el fémur se incrementan en un 1.2 veces en comparación con la marcha, alcanzando un esfuerzo máximo de Von Mises de 51.496 MPa, con un patrón similar de concentración en las áreas de contacto con el acetábulo y el cuello femoral. La distribución de la carga sigue predominando en la región lateral de la metáfisis, con esfuerzos que llegan a 45.778 MPa. La deformación máxima bajo esta carga, de 0.19925 mm, se localiza en la parte inferior del cuello femoral, lo que muestra una mayor deformación en comparación con la marcha.

En cuanto a las cargas transversales, el fémur está sometido a tensiones significativamente más altas, con un esfuerzo máximo de Von Mises de 81.583 MPa, principalmente en la zona de contacto con el acetábulo y extendiéndose a lo largo de la diáfisis lateral hasta el cuello femoral. La deformación máxima, de 0.37979 mm, se localiza principalmente en la diáfisis lateral, con deformaciones adicionales de 0.084398 mm en el cuello femoral. Estos hallazgos indican que, aunque el fémur maneja eficazmente las cargas de marcha y carrera, es más susceptible a deformaciones permanentes y fracturas bajo cargas transversales, lo que aumenta el riesgo de daño estructural.

ÍNDICE GENERAL

| | |
|---|----|
| AGRADECIMIENTOS | 2 |
| DEDICATORIA | 3 |
| COMITÉ DE EVALUACIÓN..... | 4 |
| | 4 |
| DECLARACIÓN EXPRESA..... | 5 |
| RESUMEN | 6 |
| INTRODUCCIÓN..... | 13 |
| JUSTIFICACIÓN | 15 |
| Descripción del problema | 17 |
| Objetivos | 18 |
| Capítulo 1 | 19 |
| 1. CONCEPTOS PRELIMINARES | 19 |
| 1.1 Biomecánica y hueso..... | 19 |
| 1.2 Cargas aplicadas en el fémur..... | 24 |
| 1.3 Diseño Asistido por Computadora (CAD)..... | 26 |
| 1.4 Imágenes DICOM..... | 26 |
| 1.5 Software especializado en la conversión de imágenes médicas DICOM a formatos CAD editables para modelado y análisis avanzados. | 27 |
| 1.6 Formatos 3D..... | 28 |
| 1.7 ANALISIS DE ELEMENTOS FINITOS (FEA por sus siglas en inglés). 29 | |
| Capítulo 2..... | 31 |
| 2. METODOLOGÍA | 31 |
| 2.1 Modelo matemático, condiciones iniciales y carga de marcha, carrera y externa transversal | 33 |

| | |
|---|----|
| 2.2 Obtención del modelo 3D del fémur a través del Software Especializado 3D Slicer (Slicer Community, Boston, MA)..... | 43 |
| 2.3 Análisis de Elementos Finitos (FEA)..... | 53 |
| Capítulo 3..... | 60 |
| 3. RESULTADOS Y ANALISIS..... | 60 |
| 3.1 Resultados de simulación de carga transversal..... | 60 |
| 3.2 Resultados de simulación en marcha..... | 63 |
| 3.3 Resultados de simulación en carrera..... | 66 |
| 3.4 Datos obtenidos de cada simulación..... | 69 |
| Conclusiones..... | 70 |
| Recomendaciones..... | 72 |
| Bibliografía..... | 74 |

Tabla de Figuras

| | |
|--|----|
| Figura 1. Anatomía del fémur[2]. | 20 |
| Figura 2. Microestructura del hueso[3]..... | 21 |
| Figura 3. Articulación en la parte superior del fémur[5] | 21 |
| Figura 4. Articulación en rodilla con el extremo distal del fémur o cóndilos femorales[6]. | 22 |
| Figura 5. Distancia lineal en el plano de progresión entre los puntos de contacto de un pie y el otro pie[9]..... | 25 |
| Figura 6 Fases del ciclo de carrera [10]..... | 26 |
| Figura 7. Metodología para el Análisis Del Comportamiento Biomecánico Del Fémur Sometido A Diferentes Cargas (Marcha, Carrera, Externa Transversal) Mediante El Método De Elementos Finitos Y Segmentación De Imágenes DICOM. | 32 |
| Figura 8. Diagrama de cuerpo libre de carga externa transversal | 34 |
| Figura 9. Diagrama de cuerpo libre fémur carga transversal externa..... | 36 |
| Figura 10. Diagrama de cuerpo libre de carrera..... | 38 |
| Figura 11. Diagrama de cuerpo libre fémur carga carrera..... | 39 |
| Figura 12. Diagrama de cuerpo libre de marcha..... | 41 |
| Figura 13. Diagrama de cuerpo libre fémur marcha | 43 |
| Figura 14. Tomografía de fémur derecho e izquierdo en los planos axial, coronal y sagital. | 44 |
| Figura 15. Opción Volume Rendering..... | 45 |
| Figura 16. Menú de configuración Crop Volume..... | 45 |
| Figura 17. Menu de configuracion Volumes | 46 |
| Figura 18. Menu Segmentor Editor | 47 |
| Figura 19. Opcion Treshold | 47 |
| Figura 20. Opción Islands | 48 |

| | |
|--|----|
| Figura 21. Opcion Islands en 3D Slicer para eliminar ruidos y obstrucciones de la imagen..... | 48 |
| Figura 22. Fémur con los contornos anatómicos detallados. | 49 |
| Figura 23. Refinar la segmentación del fémur..... | 49 |
| Figura 24. Segmentación del fémur. | 50 |
| Figura 25. Segmentación exportado a archivo STL..... | 51 |
| Figura 26. Meshmixer control de errores en mallado..... | 52 |
| Figura 27. Opcion Edit y características en Meshmixer..... | 52 |
| Figura 28. Resultado final de edición y reconstrucción del archivo STL. | 53 |
| Figura 29. Mallado en Ansys Workbench en opcion Method. | 56 |
| Figura 30. Características de mallado en la opción Method. | 56 |
| Figura 31. Mallado con elementos uniformes y homogéneos con opción Method. | 57 |
| Figura 32. Mallado en Ansys Workbench en opción Sizing. | 57 |
| Figura 33. Mallado con elementos uniformes y homogéneos con opción Sizing. | 57 |
| Figura 34. Simulación en Ansys Workbench-Static Structural. | 58 |
| Figura 35. Restricciones de fijación Fixed Support en el fémur en la cabeza femoral B y cóndilos femorales A[5], [6]. | 59 |
| Figura 36. Esfuerzo con Carga transversal..... | 60 |
| Figura 37. Esfuerzo máximo ubicado en la zona distal superior del fémur. | 61 |
| Figura 38. Deformación con Carga transversal..... | 62 |
| Figura 39. Deformación máximo ubicado en la zona distal superior del fémur. | 62 |
| Figura 40. Esfuerzo con Carga marcha..... | 63 |
| Figura 41. Esfuerzo máximo con carga de marcha. | 64 |
| Figura 42. Deformación con Carga marcha..... | 65 |
| Figura 43. Deformación de carga de marcha..... | 65 |

| | |
|--|----|
| Figura 44. Esfuerzo con Carga de carrera. | 66 |
| Figura 45. Esfuerzos máximo con carga de carrera. | 67 |
| Figura 46. Deformación en carga de carrera..... | 68 |
| Figura 47. Deformación máxima en carga de carrera..... | 68 |

INTRODUCCIÓN

El comportamiento biomecánico del fémur es esencial en la investigación médica y biomecánica. Como el hueso más largo y resistente del cuerpo, su estudio es crucial para diseñar implantes ortopédicos y evaluar lesiones y enfermedades óseas. Analizar el fémur bajo diferentes cargas mediante el método de elementos finitos y la segmentación de imágenes médicas denominadas Digital Imaging and Communication in Medicine DICOM, contribuyendo al desarrollo de tratamientos personalizados y la optimización de dispositivos ortopédicos. Este análisis proporciona información detallada sobre tensiones y deformaciones, facilitando la creación de modelos tridimensionales precisos del fémur y permitiendo simulaciones realistas de su comportamiento biomecánico.

El método de elementos finitos modela y simula el comportamiento estructural y biomecánico del fémur bajo diversas condiciones de carga. La segmentación de imágenes médicas, derivadas de tomografías computarizadas o resonancias magnéticas, facilita la creación de modelos tridimensionales precisos del fémur. La combinación del método de elementos finitos y la segmentación de imágenes médicas permite evaluar el comportamiento biomecánico del fémur en situaciones clínicas específicas, como la carga durante la marcha, impactos deportivos o efectos de patologías óseas. Esta combinación es valiosa para diseñar tratamientos personalizados, prevenir lesiones y mejorar procedimientos quirúrgicos, optimizando la planificación quirúrgica y el diseño de implantes ortopédicos para lograr procedimientos más efectivos y con menos complicaciones.

Este proyecto es crucial para comprender la respuesta estructural y mecánica del fémur, considerando factores peso y altura. Investigar cómo el fémur responde a diferentes cargas mejora la comprensión de su biomecánica efectiva. Además, este análisis es esencial para prevenir y tratar lesiones óseas y para el diseño de dispositivos ortopédicos. Al entender cómo se distribuyen las tensiones y deformaciones en el fémur, se pueden identificar áreas vulnerables y mecanismos de lesión, lo que contribuye a la prevención de fracturas. Esta investigación también proporcionará datos valiosos para el diseño de prótesis y otros dispositivos ortopédicos, asegurando que satisfagan las demandas

biomecánicas del fémur en diversas situaciones. Finalmente, el uso del método de elementos finitos y la segmentación de imágenes médicas permite crear modelos computacionales precisos del fémur, simulando su comportamiento bajo diferentes cargas. Esta herramienta no invasiva complementa los métodos experimentales tradicionales y amplía nuestro conocimiento sobre la biomecánica ósea.

JUSTIFICACIÓN

El estudio del comportamiento biomecánico del fémur sometido a diferentes cargas mediante el método de elementos finitos y la segmentación de imágenes DICOM radica en la importancia de comprender a fondo la respuesta estructural y mecánica de este hueso crucial para el movimiento y la función motora. El fémur es un componente fundamental del sistema esquelético y su comportamiento bajo cargas externas puede variar significativamente dependiendo de factores como la edad, el sexo, la actividad física y la presencia de enfermedades óseas. Por lo tanto, investigar cómo responde el fémur a diferentes tipos de cargas resulta fundamental para mejorar la comprensión de su biomecánica y desarrollar estrategias clínicas más efectivas.

El estudio del comportamiento biomecánico del fémur también es relevante por la prevención y tratamiento de lesiones óseas, así como en el diseño y evaluación de dispositivos ortopédicos. Al analizar cómo se distribuyen las tensiones y deformaciones en el fémur bajo diferentes condiciones de carga, es posible identificar áreas de mayor vulnerabilidad y comprender mejor los mecanismos de lesión, lo que puede contribuir a la prevención de fracturas y otras complicaciones óseas. Asimismo, esta investigación puede ser beneficiosa para el diseño de prótesis, implantes y dispositivos ortopédicos, ya que proporciona información detallada sobre las demandas biomecánicas a las que se somete el fémur en situaciones cotidianas o clínicas específicas.

Otra de las razones del estudio del comportamiento biomecánico del fémur es su aplicación en la personalización de tratamientos médicos. Comprender cómo responde el fémur a diferentes cargas permite adaptar los planes de tratamiento y rehabilitación a las necesidades individuales de cada paciente, lo que puede mejorar la eficacia de las intervenciones terapéuticas y acelerar la recuperación. Las implicaciones en la prevención de lesiones deportivas y en la optimización del rendimiento físico, al proporcionar información sobre la biomecánica del fémur durante actividades deportivas o de alto impacto.

El uso del método de elementos finitos y la segmentación de imágenes DICOM en el estudio del comportamiento biomecánico del fémur por su capacidad para generar modelos computacionales precisos y realistas. Estos enfoques permiten

simular de manera virtual cómo se comporta el fémur bajo diferentes cargas, lo que facilita la visualización de las tensiones internas y externas en el hueso y la identificación de posibles puntos críticos de concentración de esfuerzos. Esta aproximación computacional brinda una herramienta poderosa para estudiar de forma detallada y no invasiva la respuesta biomecánica del fémur, lo que puede complementar los métodos experimentales tradicionales y ampliar nuestro conocimiento sobre la biomecánica ósea. La justificación para estudiar el comportamiento biomecánico del fémur sometido a diferentes cargas mediante el método de elementos finitos y la segmentación de imágenes DICOM radica en su relevancia para mejorar la comprensión de la biomecánica ósea, prevenir lesiones, diseñar tratamientos personalizados y evaluar dispositivos ortopédicos. Este enfoque de investigación ofrece la oportunidad de obtener información detallada y precisa sobre cómo responde el fémur a estímulos mecánicos diversos, lo que puede tener importantes repercusiones en la práctica clínica y en la optimización de la salud musculoesquelética de los pacientes.

Descripción del problema

El comportamiento biomecánico del fémur es un tema de gran relevancia en la investigación médica y la biomecánica. El fémur es el hueso más largo y resistente del cuerpo humano y su comprensión es crucial para el diseño de implantes ortopédicos, así como para la evaluación de lesiones y enfermedades óseas. El estudio del fémur sometido a diferentes cargas mediante el método de elementos finitos y la segmentación de imágenes DICOM proporciona una comprensión detallada de su comportamiento bajo diferentes condiciones de carga, lo que puede contribuir significativamente al desarrollo de tratamientos médicos personalizados y a la optimización de dispositivos ortopédicos.

El método de elementos finitos se utiliza para modelar y simular el comportamiento estructural y biomecánico de materiales y estructuras complejas, como el fémur, bajo diferentes condiciones de carga. Este enfoque permite obtener información detallada sobre las tensiones, deformaciones y respuestas biomecánicas del fémur, lo que resulta fundamental para comprender su comportamiento y sus propiedades mecánicas. Por otro lado, la segmentación de imágenes DICOM, provenientes de tomografías computarizadas o resonancias magnéticas, permite obtener modelos tridimensionales precisos del fémur, lo que facilita la aplicación del método de elementos finitos y la realización de simulaciones realistas del comportamiento biomecánico del hueso.

La combinación del método de elementos finitos y la segmentación de imágenes DICOM ofrece la posibilidad de evaluar el comportamiento biomecánico del fémur en situaciones clínicas específicas, como la carga durante la marcha, el impacto en actividades deportivas o el efecto de diversas patologías óseas. Este enfoque brinda información valiosa para comprender cómo el fémur responde a diferentes cargas y situaciones, lo que puede tener importantes implicaciones en el diseño de tratamientos personalizados y la prevención de lesiones óseas.

Además, el estudio del comportamiento biomecánico del fémur mediante el método de elementos finitos y la segmentación de imágenes DICOM puede contribuir a la mejora de los procedimientos quirúrgicos ortopédicos. Al proporcionar información detallada sobre las tensiones y deformaciones en el fémur sometido a diferentes cargas, este enfoque ofrece la posibilidad de

optimizar la planificación quirúrgica y el diseño de implantes ortopédicos, lo que podría resultar en procedimientos más efectivos y con menores tasas de complicaciones.

El estudio del comportamiento biomecánico del fémur sometido a diferentes cargas mediante el método de elementos finitos y la segmentación de imágenes DICOM representa un área de investigación prometedora con aplicaciones significativas en la medicina ortopédica y la biomecánica. La combinación de estos enfoques proporciona una comprensión detallada y precisa del comportamiento del fémur bajo diversas condiciones de carga, lo que puede tener un impacto positivo en el desarrollo de tratamientos personalizados, la optimización de dispositivos ortopédicos y la mejora de los procedimientos quirúrgicos.

Objetivos

Objetivo General

- Analizar el comportamiento biomecánico del fémur bajo diversas condiciones de carga, marcha, carrera y carga transversal, mediante la aplicación de elementos finitos y la segmentación de imágenes médicas con el fin de identificar las áreas críticas donde se concentran los mayores esfuerzos y deformaciones inducidas por estas cargas.

Objetivo específico

- Determinar la distribución de las tensiones y deformaciones en el fémur bajo cargas estáticas y dinámicas utilizando el método de elementos finitos.
- Comparar y analizar el comportamiento biomecánico del fémur sometido a diferentes cargas para identificar posibles áreas de concentración de tensiones.
- Investigar el efecto de la variación en la geometría y densidad ósea del fémur en su respuesta biomecánica a las cargas aplicadas.

Capítulo 1

1. CONCEPTOS PRELIMINARES

En este capítulo se abordarán conceptos fundamentales clave para el Análisis Del Comportamiento Biomecánico Del Fémur Sometido A Diferentes Cargas (Marcha, Carrera, Externa Transversal) Mediante El Método De Elementos Finitos Y Segmentación De Imágenes DICOM.

1.1 Biomecánica y hueso.

La mecánica y la ciencia de materiales estudian los efectos y la relación entre las fuerzas aplicadas sobre una estructura o cuerpo rígido y la deformación producida. El hueso, para su estudio, se puede considerar tanto un tejido como una estructura, debido a que desempeña dos funciones básicas: control de metabolismo Calcio, fosforo y magnesio (Función Fisiológica) y soporte del organismo y protección de órganos (Función Mecánica). La complejidad mecánica del tejido óseo, compuesto de hueso cortical y hueso trabecular, ambos con comportamientos mecánicos distintos, supera la mayoría de materiales utilizados en ingeniería.[1]

1.1.1 Anatomía del fémur.

El fémur es un hueso largo, par y simétrico, como se muestra en la figura 1, compuesto por cabeza femoral, trocante mayor y menor, cuello anatómico, cuerpo, cóndilos femorales. Considerando el esqueleto en posición vertical, el fémur se dirige oblicuamente de arriba hacia abajo y de afuera hacia adentro, de modo que los dos fémures están separados en el extremo superior o proximal y cercanos en el extremo inferior o distal. Para estudiar al fémur definimos diferentes ejes, caras y tercios[2]

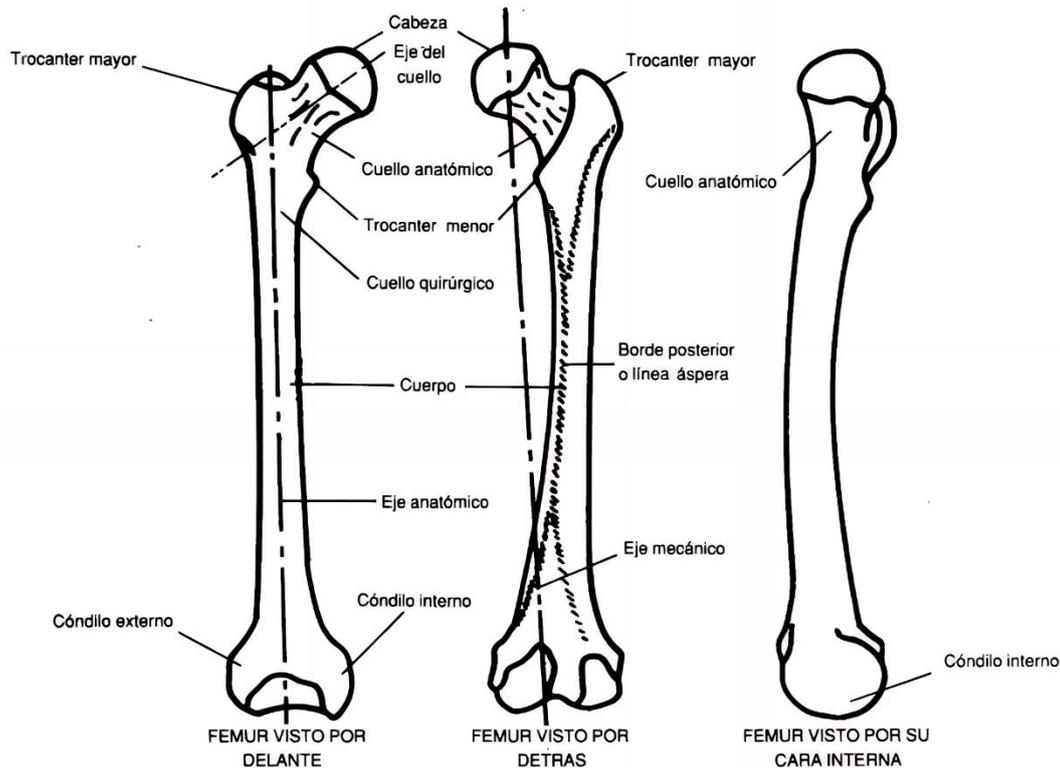


Figura 1. Anatomía del fémur[2].

1.1.2 Biomecánica de la estructura entera del fémur.

El comportamiento mecánico de un material puede ser descrito completamente por un grupo de propiedades materiales. Sin embargo, el comportamiento mecánico de una estructura ósea entera es mucho más complejo de predecir, ya que es el resultado de las propiedades materiales de cada uno de sus componentes y de su distribución geométrica en el espacio. Los ensayos mecánicos con huesos enteros o fracciones representativas de un hueso determinan las propiedades del conjunto del hueso, asumiendo que tanto el tejido trabecular como el cortical se pueden modelar como una estructura continua, incorporando tanto su geometría como las propiedades de los distintos materiales que lo componen. Para poder llevar a cabo esta simplificación, obviando con ella la anisotropía y heterogeneidad ósea, debe cumplirse la máxima de que la muestra a ensayar sea significativamente mayor que las dimensiones de sus unidades estructurales básicas. El análisis biomecánico del hueso entero debe acompañarse siempre del análisis de su geometría. A causa de su compleja estructura, para conocer y comprender las propiedades biomecánicas del hueso, deben tenerse en cuenta los distintos niveles estructurales. El hueso, al igual que otros materiales biológicos, posee lo que se

conoce como estructura jerárquica, compuesta de distintos niveles a medida que variamos la escala, como se muestra en la figura 2, que deben ser investigados en niveles microscópicos[3].

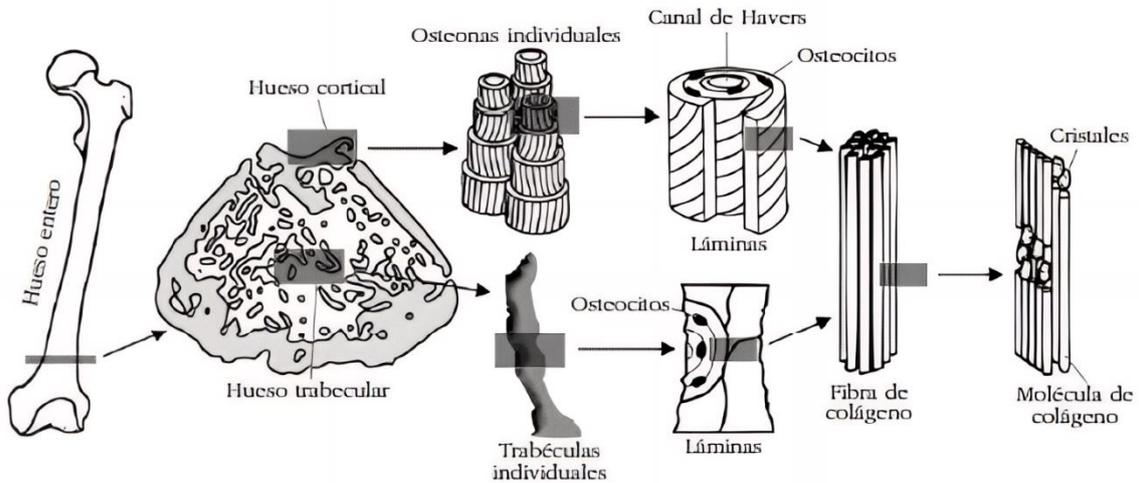
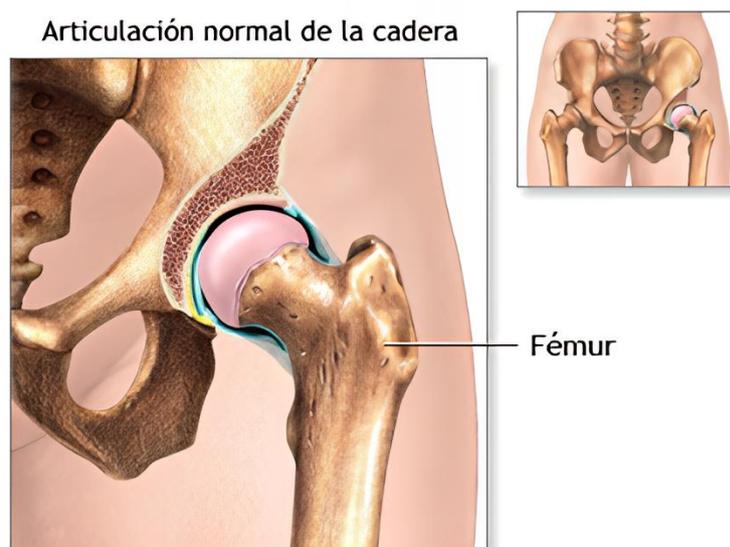


Figura 2. Microestructura del hueso[3]

1.1.3 Articulaciones del fémur

El fémur en la parte inferior, se articula con la tibia formando la articulación de la rodilla y en la parte superior, se une con el acetábulo, como se muestra en la figura 3, para formar la articulación de la cadera[4]

La cadera presenta una articulación esférica en la cabeza del fémur que se une con la pelvis en la cavidad denominada acetábulo[5].



ADAM.

Figura 3. Articulación en la parte superior del fémur[5]

La rodilla es una articulación compleja formada por los cóndilos femorales, como se muestra en la figura 4, en el extremo distal del fémur y la meseta tibial en el extremo proximal de la tibia[6]

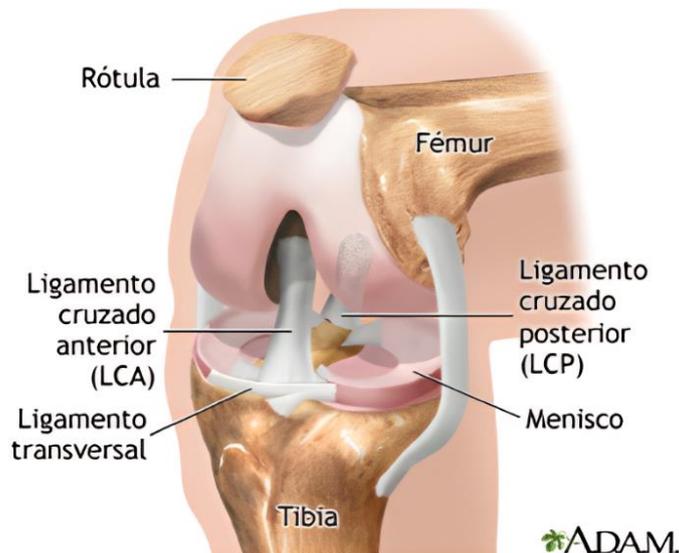


Figura 4. Articulación en rodilla con el extremo distal del fémur o cóndilos femorales[6].

1.1.4 Características biomecánicas del fémur

El análisis de las propiedades mecánicas del tejido óseo es fundamental para predecir su capacidad de resistir fuerzas, evaluar el impacto de enfermedades, comprender los efectos del envejecimiento y otras características biomecánicas. Las propiedades mecánicas de la estructura ósea son módulo de Young (E), módulo de rigidez (G), densidad, límite de elasticidad, resistencia a la tracción y coeficiente de Poisson (ν). Por esta razón, la mayoría de los ensayos mecánicos realizados para estudiar el comportamiento del hueso se llevan a cabo bajo cargas de tracción, utilizando probetas alineadas a lo largo del eje axial de los huesos [7].

Tenacidad: En condiciones de riesgo de fractura debido a una caída o impacto, es preferible que los huesos presenten una menor rigidez. Esto se fundamenta en el hecho de que, para un nivel de resistencia dado, una estructura con mayor flexibilidad puede disipar una cantidad superior de energía antes de alcanzar su límite de rotura.

Rigidez: El esqueleto ofrece a los músculos una estructura contra la cual ejercer fuerza y generar movimiento. Cuanto mayor sea la rigidez de los huesos, más

eficiente será la acción muscular. No obstante, ninguna estructura es infinitamente rígida, por lo que parte de la energía muscular se dedica a la deformación ósea en lugar de al movimiento. Por lo tanto, una menor rigidez de los huesos conlleva un mayor desperdicio de energía.

Viscoelasticidad: El hueso, al ser un material viscoelástico, presenta un comportamiento mecánico que depende de la velocidad de carga aplicada. A mayor velocidad de carga, el hueso muestra mayor rigidez y resistencia, y puede almacenar más energía antes de fallar. El hueso es un 30% menos resistente durante la marcha lenta en comparación con una marcha rápida. La velocidad de carga también influye en el patrón de fractura y el daño al tejido blando circundante. A bajas velocidades, la energía se disipa a través de grietas en el hueso, mientras que, a altas velocidades, la energía se disipa de manera menos eficiente, causando daño al tejido blando adyacente[8].

Densidad: La densidad aparente del tejido óseo se define como la masa por unidad de volumen de una región ósea, considerando no solo la matriz mineralizada, sino también los espacios ocupados por los canales de Havers, la médula ósea y otros vacíos destinados a tejido blando. Esta densidad aparente depende tanto de la porosidad como del grado de mineralización del hueso.

Anisotropía: El hueso puede considerarse un material compuesto, donde las fibras de colágeno y las láminas tienen una orientación específica que varía según el tipo de hueso y la región analizada. Debido a su naturaleza anisotrópica, el tejido óseo exhibe variaciones en los módulos de elasticidad dependiendo de la dirección de la carga y del tipo de tejido, incluyendo la densidad en el hueso trabecular. De igual manera, las tensiones límite difieren en función de cómo se aplique la carga, siendo diferentes en compresión y tracción, y presentando la menor resistencia bajo cargas de corte[8].

Numerosos investigadores han realizado estudios experimentales para determinar los valores de estas constantes. Por ejemplo, Ashman et al. (1984) utilizaron una técnica de ondas acústicas para obtener el módulo de Young promedio, encontrando 13.4 GPa en la dirección transversal y 20.0 GPa en la dirección longitudinal. De manera similar, Zysset et al. (1999) realizaron un análisis mecánico del hueso trabecular y cortical, determinando que el módulo de Young en la dirección longitudinal. En la tabla 2. se muestran los resultados

de esas investigaciones[7]

Tabla 1. Propiedades mecánicas del hueso humano. La dirección 3 coincide con la dirección longitudinal, dirección 2 con el dirección transversal del hueso, módulo de Young (E), módulo de rigidez (G) y coeficiente de Poisson (ν)[7].

| Referencia | Reilly Burstein (1975) | Yoon y Katz (1976) | Knets (1978) | Ashman et. Al (1984) |
|--------------------|-----------------------------|-----------------------------|-------------------|-------------------------|
| Tipo de hueso | Fémur | Fémur | Tibia | Fémur |
| Método de medición | Pruebas mecánicas | Ultrasonido | Pruebas mecánicas | Ultrasonido |
| Simetría | Transversalmente Isotrópico | Transversalmente Isotrópico | Ortotrópico | Ortotrópico |
| E1 (GPA) | 11.50 | 18.80 | 6.91 | 12.00 |
| E2 (GPA) | 11.5 | 18.80 | 8.51 | 13.40 |
| E3 (GPA) | 17.0 | 27.40 | 18.4 | 20.00 |
| G12 (GPA) | 3.60 | 7.17 | 2.41 | 4.53 |
| G13 (GPA) | 3.28 | 8.71 | 3.56 | 5.61 |
| G23 (GPA) | 3.28 | 8.71 | 4.91 | 6.23 |
| ν_{12} | 0.58 | 0.312 | 0.488 | 0.376 |
| ν_{13} | 0.31 | 0.193 | 0.119 | 0.222 |
| ν_{23} | 0.31 | 0.193 | 0.142 | 0.235 |
| ν_{21} | 0.58 | 0.312 | 0.622 | 0.422 |
| V31 | 0.46 | 0.281 | 0.315 | 0.371 |
| V32 | 0.46 | 0.281 | 0.307 | 0.350 |

1.2 Cargas aplicadas en el fémur

1.2.1 Marcha como carga biomecánica

La locomoción humana normal es una serie de movimientos rítmicos y alternantes de las extremidades y el tronco que desplaza el centro de gravedad hacia delante. Aunque hay pequeñas diferencias en la marcha entre individuos,

estas son mínimas. El ciclo de la marcha empieza y termina cuando el mismo pie contacta con el suelo incluyendo una fase de apoyo cuando el pie está en contacto con el suelo, y una fase de desbalanceo cuando no lo está.

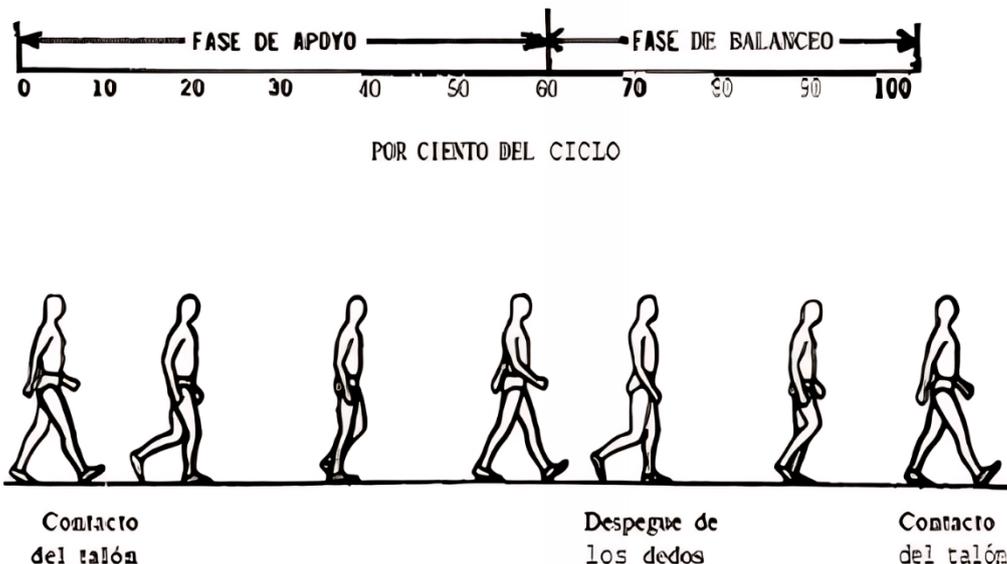


Figura 5. Distancia lineal en el plano de progresión entre los puntos de contacto de un pie y el otro pie[9]. Longitud del paso es la distancia lineal en el plano de progresión entre los puntos de contacto de un pie y el otro pie. La longitud del paso completo es la distancia lineal entre los sucesivos puntos de contacto del talón del mismo pie. El apoyo sencillo, como se muestra en la figura 5, se refiere al periodo cuando solo una pierna está en contacto con el suelo, así mismo, el periodo de doble apoyo ocurre cuando ambos pies están en contacto con el suelo simultáneamente[9].

1.2.2 Carrera como carga biomecánica

La carrera es una forma de locomoción bípeda utilizada en las actividades físicas que requieren un rápido desplazamiento. Se caracteriza por una fase de apoyo unipodal, que dura el 35-50% del tiempo de una zancada, y una fase de vuelo, donde ambos pies están en el aire durante el 50-65% restante, como se detalla en la figura 6. La unidad base del estudio es la zancada, y un ciclo completo de la carrera se compone de dos zancadas consecutivas, con fases de apoyo y vuelo alternas[10].

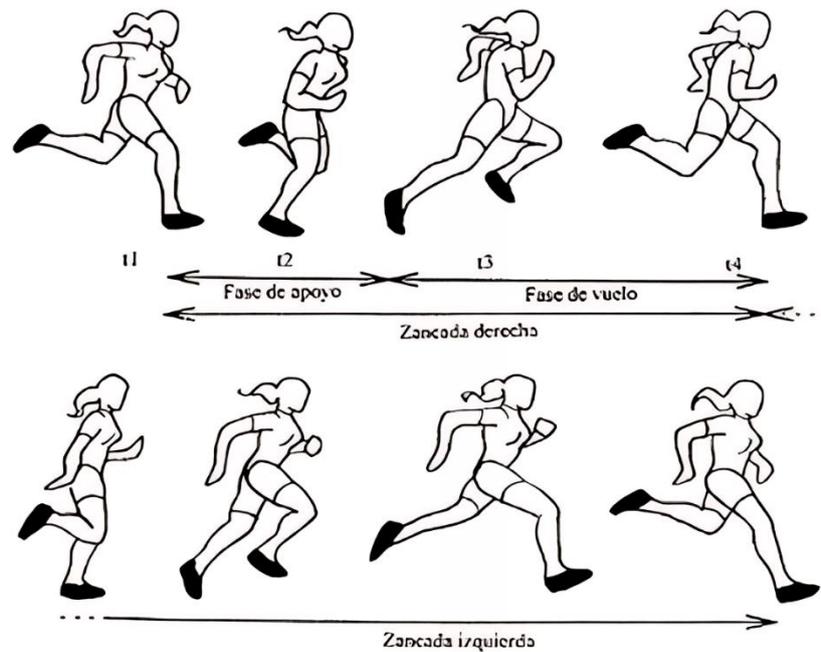


Figura 6 Fases del ciclo de carrera [10]

1.2.3 Carga externa transversal sobre el fémur

La carga transversal se refiere a una fuerza aplicada perpendicularmente al eje longitudinal de un elemento estructural, como un hueso, provocando flexión o fuerzas cortantes durante actividades deportivas, laborales o cotidianas.

1.3 Diseño Asistido por Computadora (CAD)

El Diseño Asistido por Computadora es esencial en el desarrollo de proyectos modernos, permitiendo la creación de dibujos técnicos, modelados 3D y ensamblajes, y facilitando la manufactura asistida. Esto reduce el tiempo de diseño, minimiza errores y mejora la calidad y precisión de los productos, incrementando la competitividad empresarial.

Las herramientas para generar elementos 3D utilizaban geometrías básicas, coordenadas vectoriales y operaciones booleanas, lo que implicaba trabajo y costos adicionales para modificar modelos. Se permite configuraciones flexibles al ajustar parámetros geométricos. Compañías adoptaron este enfoque y surgieron herramientas como CATIA V5, SolidWorks, Autodesk Inventor y Unigraphics NX[11].

1.4 Imágenes DICOM

El estándar en Imagenología Digital y Comunicaciones en Medicina (DICOM)

describe los medios de formato e intercambio de imágenes médicas y la información relacionada para facilitar la conectividad de dispositivos y sistemas médicos.

El estándar DICOM respaldado por la Asociación de Fabricantes Eléctricos (NEMA) es el resultado de esfuerzos en conjunto de usuarios y fabricantes de imagenología médica y tecnología de la información sobre la salud.

DICOM permite la conectividad e intercambio de datos entre:

- Dispositivos de adquisición de imágenes / Modalidades: rayos X, Tomografía computarizada, Resonancia magnético.
- Sistemas de Gestión de Imagen (PACS)
- Almacenamiento y archivo de productos
- Sistemas de Información de Radiología (RIS)
- Sistemas de Información de Cardiología (CIS)
- Sistemas de planeación de terapia de radiación [12]

1.5 Software especializado en la conversión de imágenes médicas DICOM a formatos CAD editables para modelado y análisis avanzados.

Para estudios biomédicos se utilizando el análisis de elementos finitos (FEA) basado en modelos CAD de órganos humanos, requiriendo diseños realistas. Existen programas de diseño asistido por computadora y software de código abierto, como InVesalius y 3Dslicer, que permiten la modificación y distribución del código, ofreciendo un buen modelado de estructuras, se explican los siguientes:

1.5.1 InVesalius (Sistemas de Imagem, Belo Horizonte, Brasil).

InVesalius (Sistemas de Imagem, Belo Horizonte, Brasil) es un software libre para la reconstrucción de imágenes de tomografía y resonancia magnética, utilizado en prototipado rápido, educación, ciencia forense y medicina. Funciona en Windows, GNU/Linux y Mac OS X, permitiendo la importación de archivos DICOM o Analyze y la exportación en formatos STL, OBJ Y STEP además de ofrecer renderizado de volumen y segmentación de imágenes manual o semiautomática.

InVesalius surgió debido a la falta de software de imágenes médicas en

portugués adecuado para hospitales brasileños. Sus objetivos eran minimizar el costo de adquisición, operar en computadoras de bajo costo y ser compatible con múltiples sistemas operativos para fomentar el uso y desarrollo de imágenes médicas en Brasil. La versión 3, desarrollada en colaboración con el Ministerio de Salud de Brasil, fue completamente rediseñada y mejorada en respuesta a los comentarios de miles de usuarios[13].

1.5.2 3D Slicer (Slicer Community, Boston, MA)

3D Slicer (Slicer Community, Boston, MA) es un software libre y de código abierto para la visualización, procesamiento, segmentación, registro y análisis de imágenes DICOM y mallas médicas, biomédicas y de otros tipos en 3D, así como para la planificación y navegación de procedimientos guiados por imágenes[14].

1.6 Formatos 3D

Los formatos para la edición de archivos de geometría se presentan en varias extensiones como obj, stl, y step. Cada uno de estos formatos tiene características específicas.

1.6.1 OBJ.

El formato *.obj es un formato de archivo de geometría desarrollado por Wavefront Technologies para su paquete Advanced Visualizer. Es un formato libre y universalmente adoptado por muchas aplicaciones 3D. Puede almacenarse en ASCII o binario; el formato ASCII es legible por cualquier editor de texto pero ocupa más espacio. El formato *.obj representa geometría 3D mediante polígonos definidos por vértices, líneas y caras, y también almacena coordenadas de vértices, normales de caras y texturas. Las texturas requieren un archivo adicional *.mtl. Este formato soporta tanto objetos poligonales como formas libres, usando puntos, líneas, caras, curvas y superficies. Las coordenadas en *.obj no tienen unidades, permitiendo información de escala.

1.6.2 STL

El formato de archivo estándar para prototipado rápido es el archivo de estereolitografía *.stl. Este formato define la geometría del objeto mediante una malla de triángulos pequeños. Para una construcción precisa, estos triángulos deben encajar perfectamente sin huecos ni superposiciones. El formato *.stl es

común en la mayoría de los programas CAD, y el usuario puede especificar la cantidad de triángulos. Un mayor número de triángulos mejora la representación de superficies complejas, pero incrementa el tamaño del archivo y su complejidad de manejo.

Debido a las diferencias entre *.stl y los formatos 3D originales, las conversiones pueden introducir errores estructurales. Por esta razón, los archivos *.stl deben verificarse con software especializado antes de la fabricación. Los errores menores pueden corregirse automáticamente, mientras que los errores graves requieren reparaciones adicionales. Algunos programas permiten ajustar la densidad del archivo *.stl exportado (número de polígonos), mientras que otros solo permiten seleccionar el nombre del archivo y el formato (ASCII o binario).

1.6.3 STEP

El formato *.step, derivado de la norma ISO 10303 Standard for the Exchange of Product model data, es un estándar internacional para el intercambio y representación de información de productos industriales. Desarrollado desde 1984, su objetivo es crear un formato universal que cubra todos los aspectos del intercambio de datos CAD/CAM, permitiendo describir la información de un producto a lo largo de su ciclo de vida, independientemente del sistema utilizado. Este estándar no solo facilita el intercambio neutral de archivos, sino que también sirve como base para implementar y compartir bases de datos de productos. El formato *.step se utiliza para intercambiar datos entre sistemas CAD, CAM, CAE, y otros sistemas.[15]

1.7 ANALISIS DE ELEMENTOS FINITOS (FEA por sus siglas en inglés).

El Análisis de los Elementos Finitos (FEA por sus siglas en inglés) es una técnica matemática que divide un medio continuo en pequeños elementos, conservando sus propiedades originales. Estos elementos se describen con ecuaciones diferenciales que se resuelven mediante modelos matemáticos para obtener los resultados deseados. Aunque sus bases se establecieron a finales del siglo XVIII, su uso efectivo comenzó con la llegada de las computadoras, que facilitaron la resolución de complejas ecuaciones algebraicas. El Método de los Elementos Finitos es ampliamente aplicable en ciencias exactas y biológicas, y es utilizado en áreas medicas como traumatología, odontología entre otras, para

analizar cargas, tensiones y desplazamientos[16].

1.7.1 Software especializado para modelado, diseño y simulaciones del Análisis de Elementos Finitos.

1.7.1.1 Autodesk Fusion (Autodesk Inc., San Rafael, CA).

Autodesk Fusion (Autodesk Inc., San Rafael, CA) es una plataforma de software CAD, CAM, CAE y de circuitos impresos de modelado 3D basada en la nube para el diseño y la manufactura de productos.

- Diseña y proyecta productos del modo que desees para garantizar su ajuste, estética, forma y función.
- Proyecta, diseña y crea lo que quieras con los amplios componentes electrónicos y las herramientas de diseño de circuitos impresos.
- Ahorra tiempo y dinero, y fabrica piezas de calidad más rápido[17].

1.7.1.2 Ansys Workbench (Ansys Inc., Pennsylvania, EE.UU.)

Ansys Workbench (Ansys Inc., Pennsylvania, EE.UU.) es el Software líder de simulación para análisis por elementos finitos. Incluye las fases de preproceso, resolución y postproceso en una única plataforma de trabajo. Ansys ejecuta análisis a piezas o conjuntos usados en ingeniería y diseño mecánico que están sometidos a uno o varios fenómenos físicos de manera individual o simultánea[18].

1.7.1.2 Meshmixer (Autodesk Inc., San Francisco, California, EE. UU)

MeshMixer (Autodesk Inc., San Francisco, California, EE. UU) se basa en mallas triangulares que constan de tres elementos: vértices, aristas y caras o triángulos. Los vértices corresponden a puntos en el espacio 3D, las aristas conectan dos vértices juntos y las caras corresponden a la asociación de tres vértices. El software permite agregar diferentes tipos de mallas usando una herramienta que sirve para arrastrar y soltar. Es uno de los programas más destacados para editar y preparar archivos de tipo malla[19].

Capítulo 2

2. METODOLOGÍA

En el presente capítulo se desarrolla la metodología utilizada para el Análisis Del Comportamiento Biomecánico Del Fémur Sometido A Diferentes Cargas (Marcha, Carrera, Externa Transversal) Mediante El Método De Elementos Finitos Y Segmentación De Imágenes DICOM, se detalla en la figura 7.

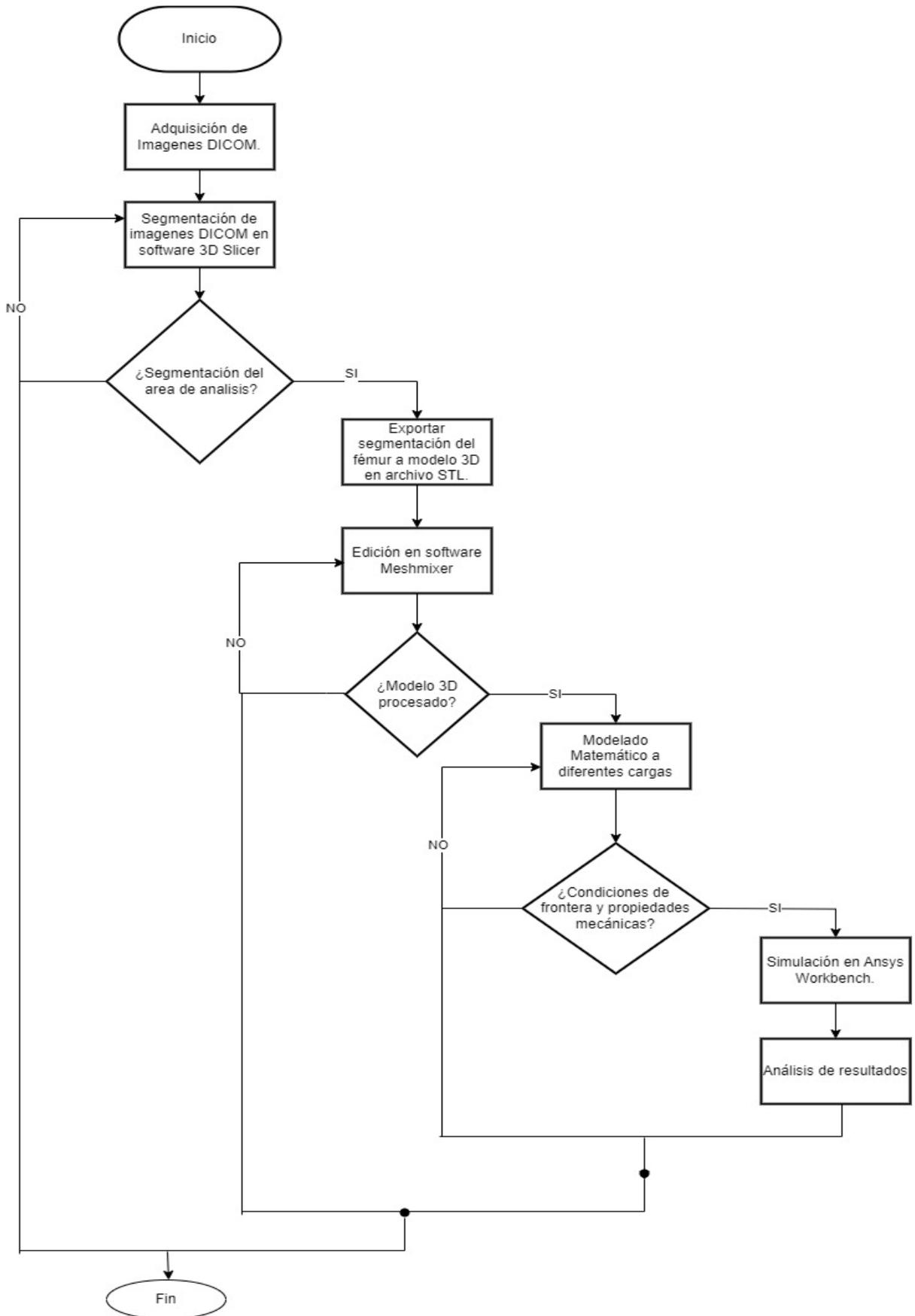


Figura 7. Metodología para el Análisis Del Comportamiento Biomecánico Del Fémur Sometido A Diferentes Cargas (Marcha, Carrera, Externa Transversal) Mediante El Método De Elementos Finitos Y Segmentación De Imágenes DICOM.

Inicialmente, se generó un modelo tridimensional de alta resolución del fémur empleando el software especializado 3D Slicer para la visualización y segmentación precisa de imágenes médicas, complementado por Meshmixer y Autodesk Fusion (Autodesk Inc., San Rafael, CA) para la edición y un mejor procesamiento del modelo 3D. Posteriormente, el modelo 3D del fémur fue sometido a simulaciones bajo diversas condiciones de carga mediante el análisis por el método de elementos finitos en Ansys Workbench (Ansys Inc., Pennsylvania, EE.UU.), permitiendo la cuantificación de esfuerzos internos y deformaciones estructurales inducidas por las cargas aplicadas. Esta metodología integrada proporcionó una evaluación precisa de la respuesta mecánica del fémur, ofreciendo datos críticos para el análisis biomecánico bajo distintos escenarios de carga.

2.1 Modelo matemático, condiciones iniciales y carga de marcha, carrera y externa transversal

Para determinar las tensiones y deformaciones en el fémur bajo diferentes condiciones de carga, primero se elaboró un Diagrama de Cuerpo Libre de la pierna en situaciones de marcha, carrera y ante un impacto transversal. Luego, se realizó un análisis detallado de las fuerzas que actúan sobre la extremidad inferior. Finalmente, se desglosaron las fuerzas aplicadas, incluyendo las internas que afectan al fémur, para comprender plenamente las cargas a las que está sometido.

F: Fuerza neta ejercida por los músculos abductores, como el glúteo medio y el glúteo menor, sobre el trocánter mayor (indicada en rojo).

R: Fuerza de contacto que el acetábulo aplica sobre la cabeza del fémur.

W_L: Peso de la pierna, que corresponde a la séptima parte del peso corporal total $\frac{W}{7}$.

N: Fuerza de reacción ejercida por el suelo sobre la planta del pie, igual al peso corporal *W*.

2.1.1 Carga externa transversal

Para llevar a cabo el análisis de las cargas aplicadas al miembro inferior durante un impacto transversal en el fémur de una persona, se consideraron las mismas fuerzas presentes en la marcha, añadiendo una fuerza transversal adicional

denotada como T , cómo se detalla en la figura 8, en donde se muestran la distancias a la cual está ubicada dichas fuerzas.

En la postura de combate, la pierna derecha del practicante de artes marciales soporta una fuerza normal equivalente a $\frac{W}{2}$. A continuación, se detalla el desarrollo del modelo matemático para la carga externa transversal, fundamentado en las leyes de Newton y basado en el Diagrama de Cuerpo Libre.

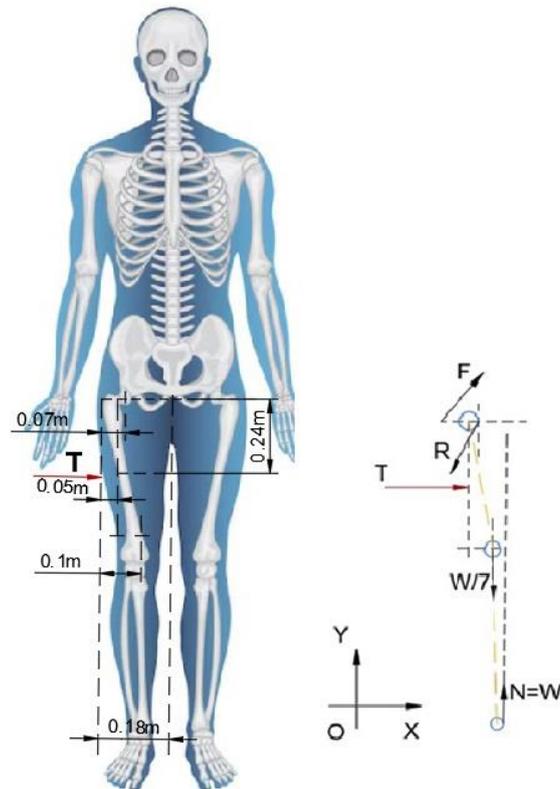


Figura 8. Diagrama de cuerpo libre de carga externa transversal

El valor de la fuerza T se determinó como $1670,9 N$, obtenida a partir del promedio de nueve voluntarios que participaron en el estudio de Navarro y Ospina [20], en el cual se evaluó la fuerza máxima de una patada baja en artes marciales. Adicionalmente, se utilizó un valor promedio del peso de los nueve deportistas, que fue de $75 kg$, y una aceleración gravitacional de $10 m/s^2$. Bajo estas condiciones, se obtuvo una fuerza $T = 2,23 W$. A continuación, se presenta el desarrollo de las sumatorias de fuerzas en respuesta a un golpe transversal, tanto en el eje X como en el eje Y , y la sumatoria de momentos en el punto O , de manera análoga al análisis realizado para la marcha y carrera.

$$\sum F_x = 0$$

$$F \cos(70) + T - R_x = 0$$

$$0,34 F + 2,23 W - R_x = 0$$

$$\sum F_y = 0$$

$$F \sin(70) - \frac{W}{7} + \frac{W}{2} - R_y = 0$$

$$0,94F + 0,357 W - R_y = 0$$

$$\sum M_o = 0$$

$$-F \sin(70)(0,07) + T(0,24) - \frac{W}{7}(0,1 - 0,07) + \frac{W}{2}(0,18 - 0,07) = 0$$

$$-0,066 F + 2,23 W(0,24) - \frac{0,03}{7} W + \frac{0,11}{2} W = 0$$

$$F = \frac{0,586}{0,066} W$$

$$F = 8,88 W$$

$$R_x = 0,34F + 2,23 W$$

$$R_x = 0,34(8,88W) + 2,23 W$$

$$R_x = 5,25 W$$

$$R_y = 0,94 F + 0,357 W$$

$$R_y = 0,94 (8,88 W) + 0,357 W$$

$$R_y = 8,70 W$$

$$R = \sqrt{R_x^2 + R_y^2}$$

$$R = \sqrt{(5,25 W)^2 + (8,70 W)^2}$$

$$R = 10,16 W$$

De manera similar al análisis de la marcha, se estudiaron las fuerzas que afectan específicamente al fémur derecho de una persona cuando se le aplica una carga transversal externa. La Figura 9 muestra cuatro fuerzas actuando sobre el fémur: la fuerza generada por los músculos F , la reacción del acetábulo sobre la cabeza femoral R , la carga transversal externa T , y la fuerza de reacción de la tibia, el peroné y el pie sobre el fémur F_R .

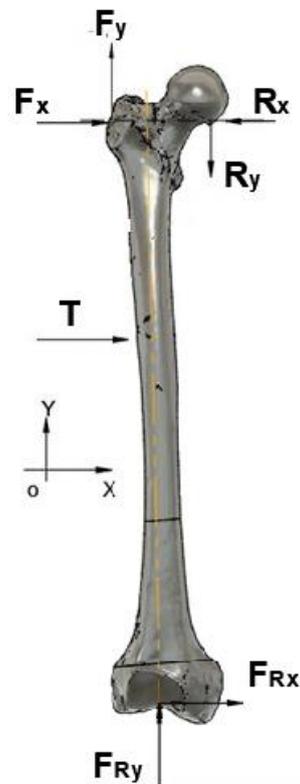


Figura 9. Diagrama de cuerpo libre fémur carga transversal externa.

$$\sum F_y = 0$$

$$F \sin(70) - R_y - F_{Ey} = 0$$

$$F_{Ey} = 8,70 W - 8,34 W$$

$$F_{Ey} = 0,36 W$$

$$\sum F_x = 0$$

$$F_x - R_x + T + F_{Ex} = 0$$

$$F \cos(70) - 5,25 W + 2,23 W - F_{Ex} = 0$$

$$8,88 W \cos(70) - 5,25 W + 2,23 W - F_{Ex} = 0$$

$$3,037 W - 5,25 W + 2,23 W - F_{Ex} = 0$$

$$F_{Ex} = 0,017 W$$

2.1.2 Carga en carrera

Para analizar las cargas que actúan sobre el miembro inferior durante la carrera, se utilizó el plano sagital del cuerpo humano como referencia para elaborar el Diagrama de Cuerpo Libre, como se muestra en la Figura 10. Se tomaron en cuenta las mismas fuerzas que en la marcha, la Fuerza de Reacción del Suelo F_C es la que el suelo ejerce sobre un cuerpo en contacto con él; en reposo, esta fuerza es equivalente al peso del cuerpo, mientras que en movimiento varía debido a las fuerzas de aceleración.

Para el análisis de carrera se presentan en la tabla 3. los ángulos máximos de muslo, rodilla y tobillo (en grados) durante la carrera a $3,8 \text{ m/s}$ diferentes velocidades sobre un tapiz rodante[10].

Tabla 2. Ángulos máximos de muslo, rodilla y tobillo (en grados) durante la carrera a diferentes velocidades sobre tapiz rodantes (Milliron y Cavanagh, 1990) [10]

| Velocidades $3,8 \text{ m/s}$ | |
|---|-------|
| (Milliron y Cavanagh, 1990) | |
| Tapiz rodante | |
| MUSLO | |
| - Extensión | 22.0° |
| RODILLA | |
| - Extensión en la fase propulsiva | 13.5° |
| TOBILLO | |
| - Flexión plantar | 54.9° |

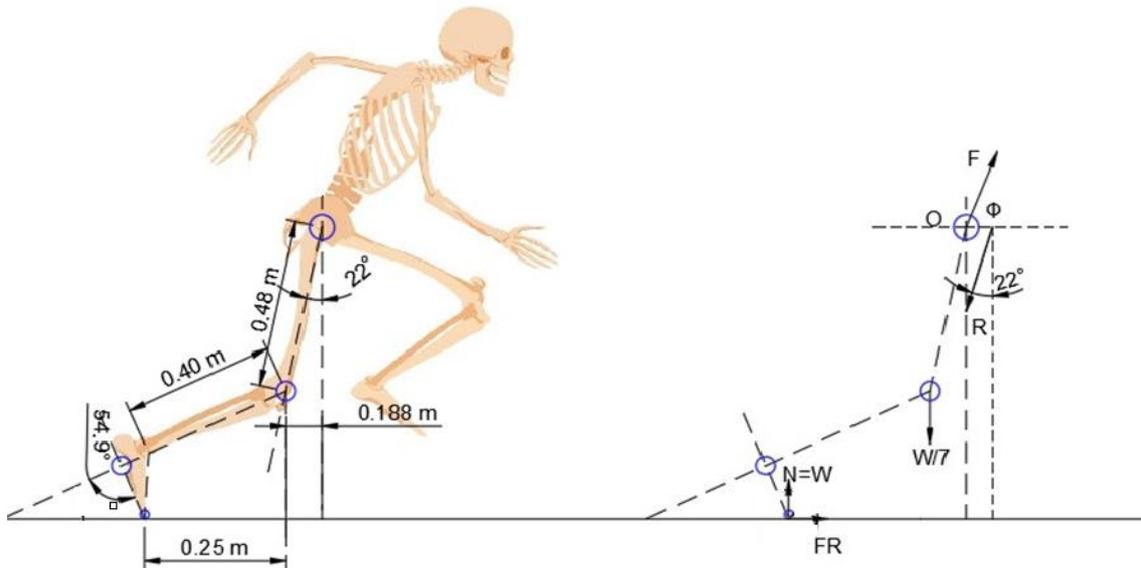


Figura 10. Diagrama de cuerpo libre de carrera

$$\sum F_x = 0$$

$$F_x - R \sin(22^\circ) = 0$$

$$F_x = 0,375 R$$

$$\sum F_y = 0$$

$$F_y - R \cos(22^\circ) - \frac{W}{7} + W = 0$$

$$F_y - 0,927 R + \frac{6}{7} W = 0$$

$$\sum M_O = 0$$

$$-R \cos(22^\circ) (0,018) + \frac{W}{7} (0,188 - 0,018) = 0$$

$$-00176 R + 0,024 W = 0$$

$$R = 1,44 W$$

$$F_x = 1,44 W \sin(22^\circ)$$

$$F_x = 0,544 W$$

$$F_y = -\frac{6}{7}W + 0,927 (1,44 W)$$

$$F_y = 0,478 W$$

$$F = \sqrt{F_x^2 + F_y^2}$$

$$F = \sqrt{(0,544 W)^2 + (0,478 W)^2}$$

$$F = 0,768 W$$

En esta sección, se examinaron las fuerzas que inciden específicamente sobre el fémur derecho de una persona durante la carrera. Como se muestra en la Figura 11, se identifican tres fuerzas principales actuando sobre el fémur: la fuerza generada por los músculos F , la fuerza de reacción del acetábulo sobre la cabeza femoral R , y la fuerza de reacción de la tibia, el peroné y el pie sobre el fémur F_c .



Figura 11. Diagrama de cuerpo libre fémur carga carrera.

$$\sum F_x = 0$$

$$F_x - R \sin(22^\circ) + F_{cx} = 0$$

$$F_{cx} = 1,61 W - 0,54 W$$

$$F_{cx} = 1,07 W$$

$$\sum F_y = 0$$

$$F_y - R \cos(22^\circ) + F_{cy} = 0$$

$$F_{cy} = 4 W - 0,478 W$$

$$F_{cy} = 3,522 W$$

$$F_c = \sqrt{F_{cx}^2 + F_{cy}^2}$$

$$F_c = \sqrt{(1,07 W)^2 + (3,522 W)^2}$$

$$F_c = 3,68 W$$

2.1.3 Carga en marcha

Para el análisis de las cargas actuantes en el miembro inferior durante la marcha normal, se elaboró un Diagrama de Cuerpo Libre (DCL) frontal, como se ilustra en la Figura 12. Este DCL se utilizó para obtener una mejor visualización de las características biomecánicas y de las fuerzas implicadas en la ejecución de un paso. A continuación, se detallan las fuerzas consideradas en este DCL:

Se presenta a continuación el DCL de la pierna derecha de una persona promedio con una estatura de 1.75 m.

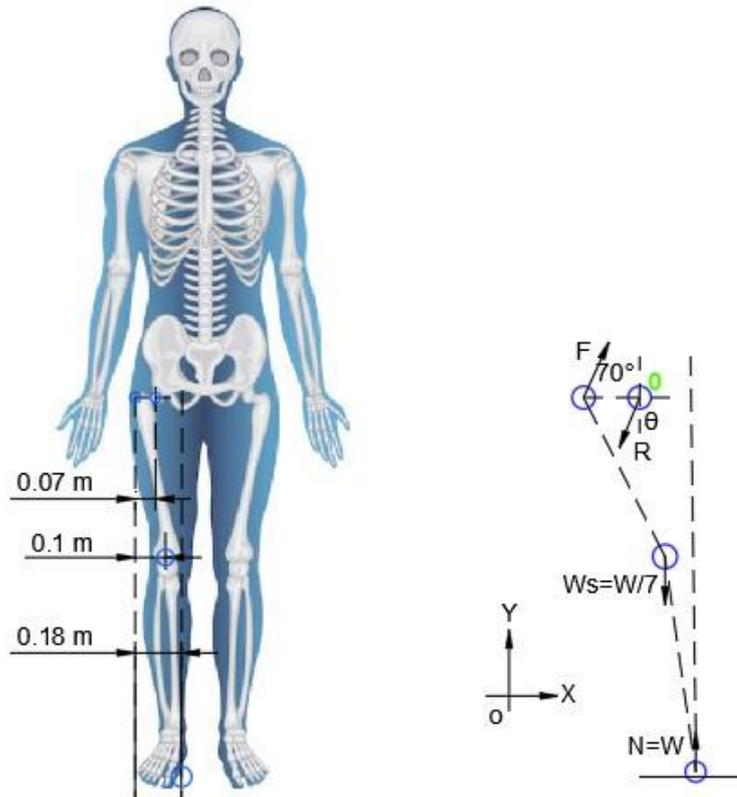


Figura 12. Diagrama de cuerpo libre de marcha

$$\sum F_x = ma$$

$$F_x - R_x = 0$$

$$F \cos(70^\circ) - R_x = 0$$

$$0,342 F - R_x = 0$$

$$\sum F_y = 0$$

$$F_y - W_s + N - R_y = 0$$

$$F \sin(70^\circ) - \frac{W}{7} + W - R_y = 0$$

$$0,939 F + 0,857W - R_y = 0$$

$$\sum M_o = 0$$

$$-F \sin(70^\circ)(0,07) - \frac{W}{7}(0,1 - 0,07) + W(0,18 - 0,07) = 0$$

$$-0,066 F + 0,106 W = 0$$

$$F = \frac{0,106}{0,066} W$$

$$F = 1,606 W$$

$$0,342(1,606 W) - R_x = 0$$

$$R_x = 0,549 W$$

$$0,939(1,606 W) + 0,857 W - R_y = 0$$

$$1,508 W + 0,857 W - R_y = 0$$

$$R_y = 2,365 W$$

$$R = \sqrt{R_x^2 + R_y^2}$$

$$R = \sqrt{(0,549 W)^2 + (2,365 W)^2}$$

$$R = 2,427 W$$

Después de determinar las fuerzas que influyen en la pierna, se procedió a examinar las fuerzas que afectan específicamente al fémur derecho durante la marcha. Como se ilustra en la Figura 13, se identificaron tres fuerzas clave actuando sobre el fémur: la fuerza ejercida por los músculos F , la fuerza de reacción del acetábulo sobre la cabeza femoral R y la fuerza de reacción de la tibia, el peroné y el pie sobre el fémur F_M .

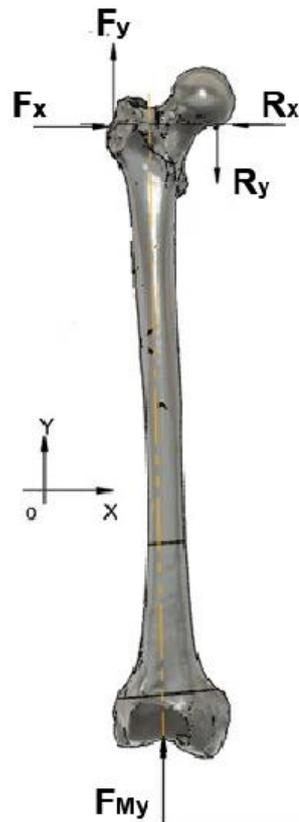


Figura 13. Diagrama de cuerpo libre fémur marcha

$$\sum F_y = 0$$

$$F \sin(70^\circ) - R_y - F_m = 0$$

$$F_{My} = 2,4 W - 1,51 W$$

$$F_{My} = 0,89 W$$

$$\sum F_x = 0$$

$$-R_x + F \cos(70) = 0$$

$$F \cos(70) = R_x$$

2.2 Obtención del modelo 3D del fémur a través del Software Especializado 3D Slicer (Slicer Community, Boston, MA).

Para la obtención un modelo 3D preciso del fémur, inicialmente se adquieren imágenes médicas en formato DICOM mediante técnicas avanzadas como la Tomografía Computarizada o Resonancia Magnética. Estas técnicas

proporcionan detalles anatómicos exactos del hueso en secciones transversales y almacenan las imágenes de la tomografía de fémur derecho e izquierdo en los planos axial, coronal y sagital, como se detalla en la figura 14, en alta resolución junto con metadatos esenciales como la información del paciente y los parámetros de la imagen.



Figura 14. Tomografía de fémur derecho e izquierdo en los planos axial, coronal y sagital.

Obtenidas las imágenes DICOM, se procede a importarlo al software especializado 3D Slicer. El proceso de segmentación implica identificar y aislar el fémur a analizar a través de las herramientas de 3D. Se realizan ajustes manuales para garantizar una representación precisa de la geometría ósea, creando así una máscara de segmentación que permite la construcción de un modelo 3D del fémur.

Una vez finalizada la segmentación del fémur analizar se exporta a formatos de archivos compatibles con software de Diseño Asistido por Computadora como archivos STL. Estos formatos son esenciales para realizar ediciones posteriores, la exportación a este tipo de archivo permite el análisis biomecánicos, simulaciones de carga.

2.2.1 Preparacion de las imagenes DICOM.

Tras importar las imágenes, el primer paso es aplicar un recorte mediante el ROI (Region of interest). En el menú Volume Rendering, se detalla en la figura 15, selecciona la opción para abrir el cuadro de ajuste de ROI. Define el área de interés modificando los límites en las vistas bidimensionales y activa "Crop" para recortar y eliminar las regiones fuera del área delimitada, optimizando así el área de trabajo.

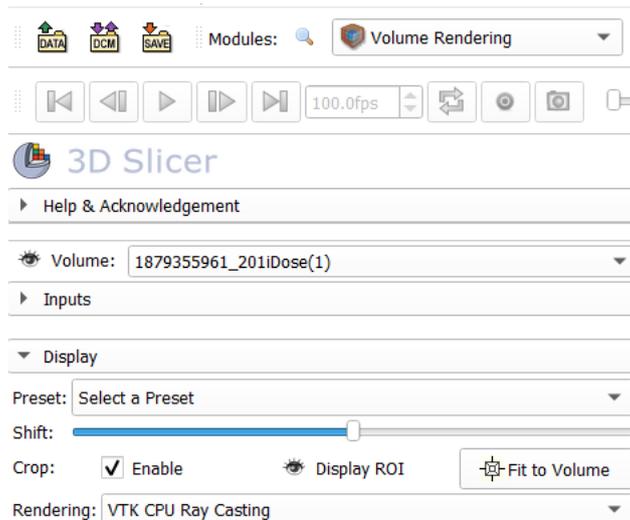


Figura 15. Opción Volume Rendering.

La herramienta “Crop Volume” permite procesar las imágenes dentro del área delimitada por el ROI, detallado en la figura 16, optimizando la segmentación. Las configuraciones predeterminadas son adecuadas. Al aplicar los cambios, las vistas bidimensionales se ajustarán al área definida por el ROI.

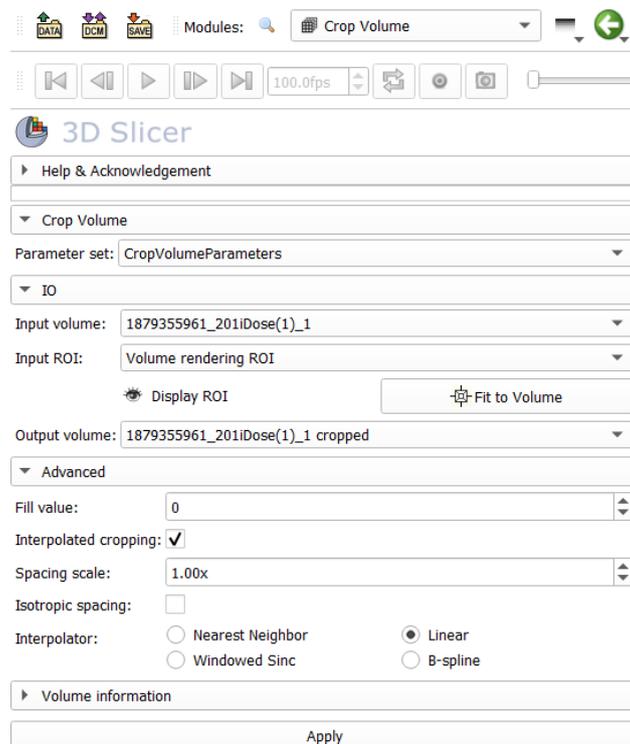


Figura 16. Menú de configuración Crop Volume.

El ajuste de contraste es crucial en la segmentación para visualizar estructuras como la separación entre vértebras que podrían no ser evidentes con la configuración predeterminada. Accede a la herramienta Volumes desde la barra

de herramientas o el menú desplegable para modificar los parámetros de contraste y mejorar la visibilidad de las estructuras.

El programa ofrece opciones de ajuste de contraste específicas para diferentes tipos de análisis, como cerebral, torácico, abdominal y óseo. Para el estudio óseo, selecciona esta opción para una visualización óptima. Ajusta los valores de contraste en las vistas bidimensionales desplazándote con el clic izquierdo hasta obtener una visualización adecuada de las estructuras o de acuerdo a la escala de Hounsfield que establece 100-600 HU, como se detalla en la figura 17.

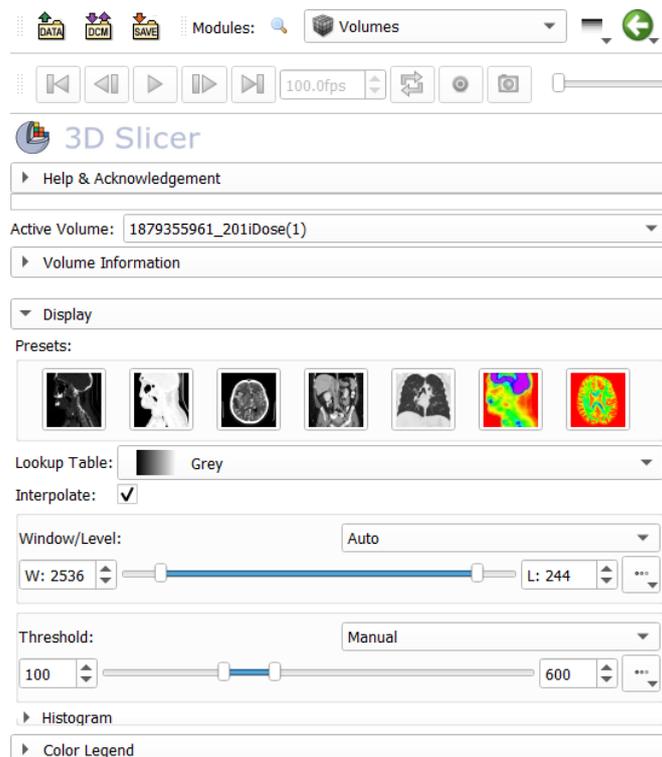


Figura 17. Menú de configuración Volumes

2.2.2 Segmentación

El umbral (threshold) permite realizar una pre-segmentación ajustando el umbral después de crear el proceso de segmentación en "Add" dentro del "Segment Editor", presentada en la figura 18, en la barra principal de herramientas. Modificar el rango de umbral actualiza automáticamente las vistas bidimensionales para mostrar las regiones incluidas en el rango. 3D Slicer ofrece un umbral automático, este enfoque simplifica la segmentación manual al reducir el trabajo a rellenar los espacios internos del tejido trabecular, se detalla en la figura 19.

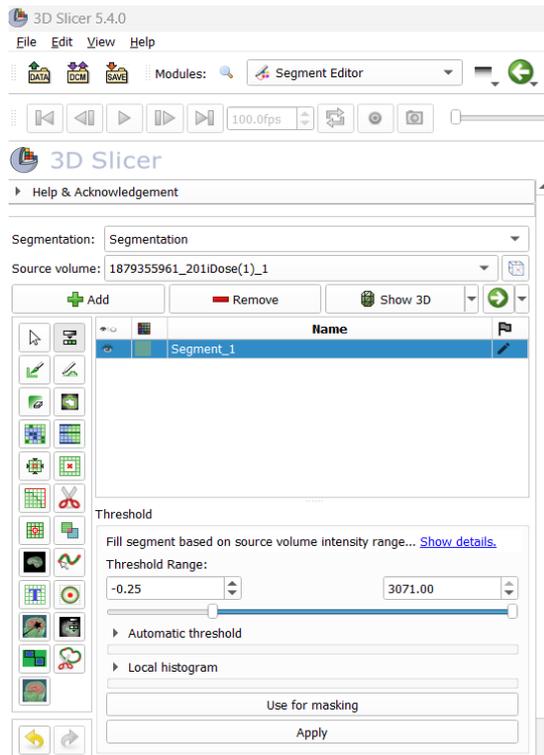


Figura 18. Menu Segmentor Editor

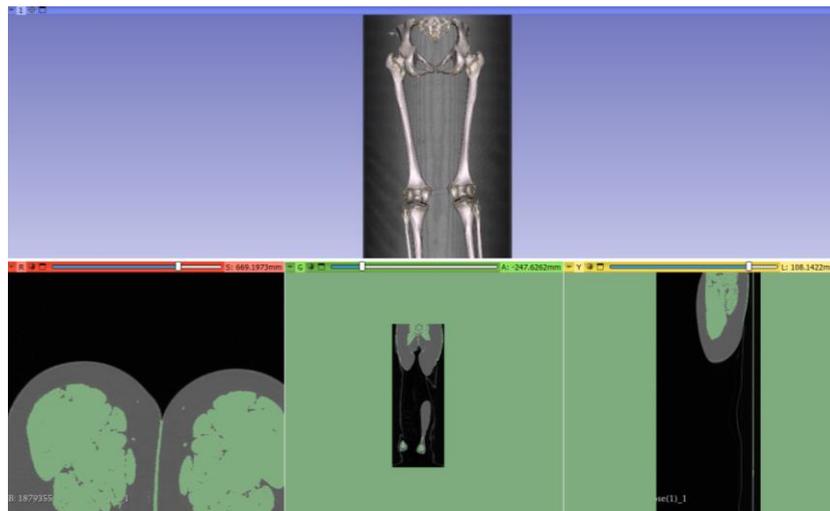


Figura 19. Opcion Treshhold

Para realizar la segmentación, utilizamos la herramienta "Islands", mostrada en la figura 20, en 3D Slicer para eliminar ruidos y obstrucciones de la imagen. Esta herramienta permite identificar y conservar únicamente la estructura anatómica principal, como el fémur, aislándola de las pequeñas islas de píxeles desconectados, como se detalla en la figura 21.

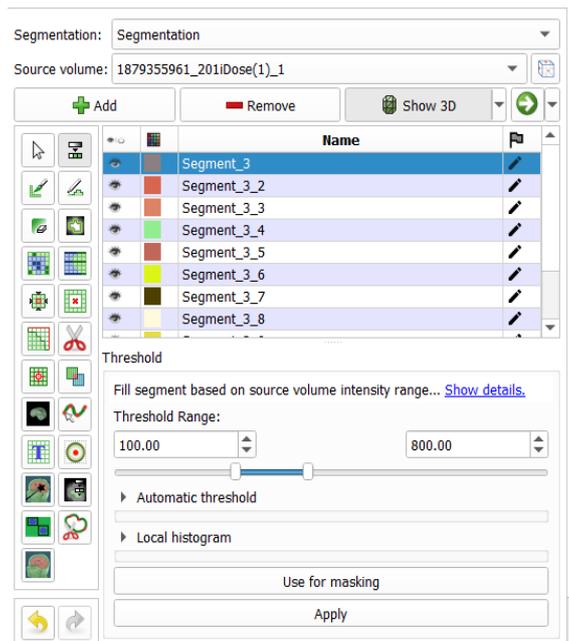


Figura 20. Opción Islands

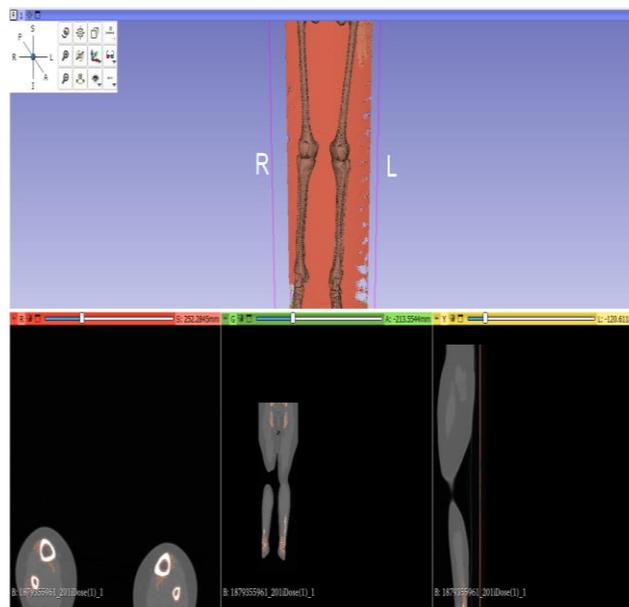


Figura 21. Opcion Islands en 3D Slicer para eliminar ruidos y obstrucciones de la imagen.

Una vez realizados los cortes necesarios y logrado el aislamiento preciso de la zona del fémur en 3D Slicer, la segmentación resultante se presenta de la siguiente manera: el modelo 3D del fémur es claramente definido, con los contornos anatómicos detallados y las estructuras circundantes correctamente eliminadas. La herramienta "Islands" ha sido empleada para mantener únicamente la mayor estructura conectada, figura 22, asegurando que cualquier ruido o pequeñas islas de píxeles desconectados hayan sido eliminados. Esto permite una visualización clara y precisa del fémur, facilitando análisis

posteriores y proporcionando una base sólida para cualquier intervención quirúrgica o planificación médica subsecuente.

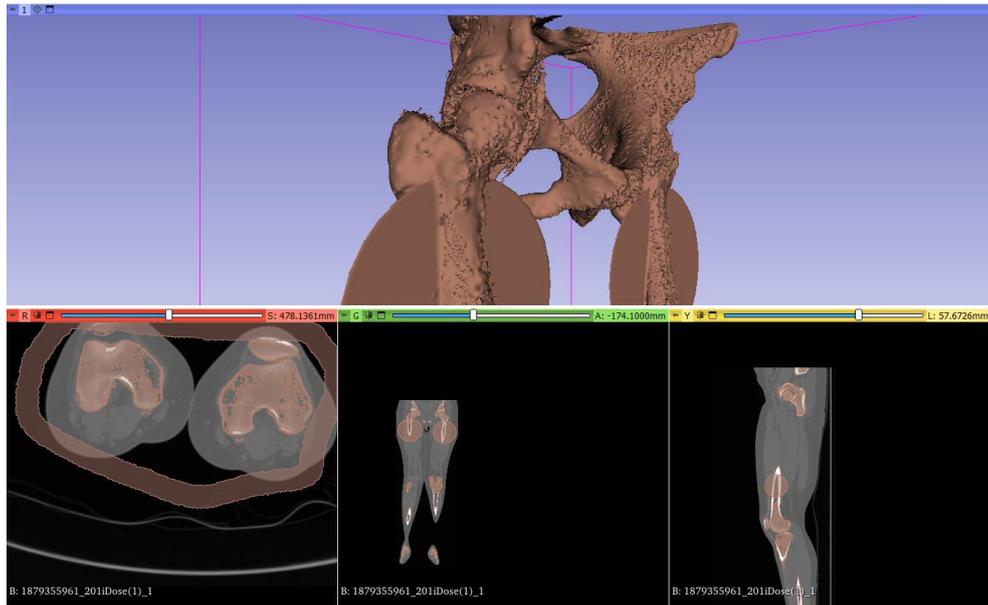


Figura 22. Fémur con los contornos anatómicos detallados.

Después de realizar los cortes iniciales y aplicar la opción "Islands" en 3D Slicer, figura 23, se procede a verificar las áreas que aún requieren cortes adicionales para segmentar completamente el fémur. Este proceso se repite iterativamente, asegurando que todas las estructuras no deseadas sean eliminadas y el fémur esté completamente aislado, figura 24. Para refinar la segmentación hasta lograr una representación precisa y completa del fémur, libre de ruidos.

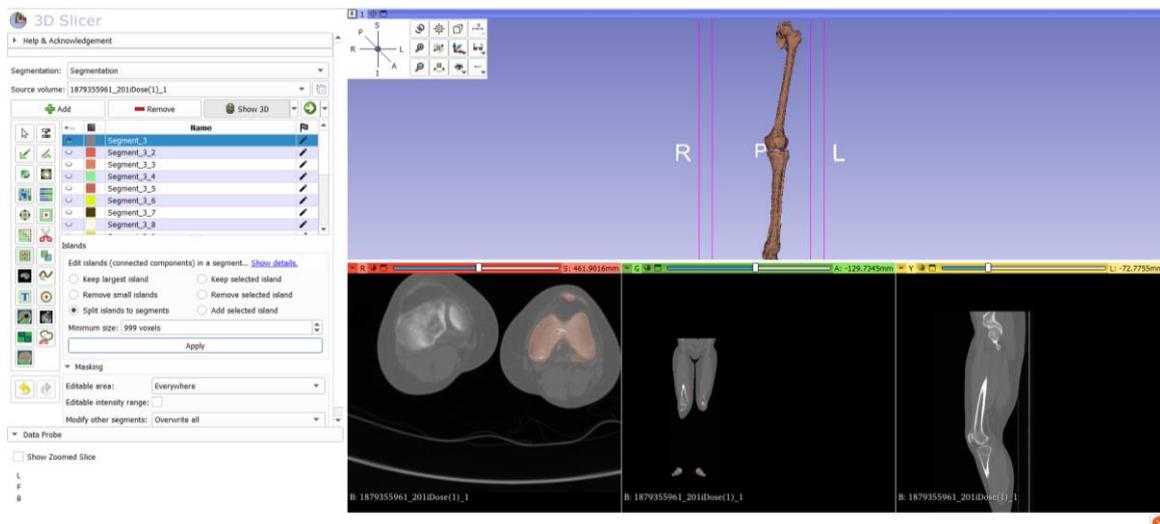


Figura 23. Refinar la segmentación del fémur.

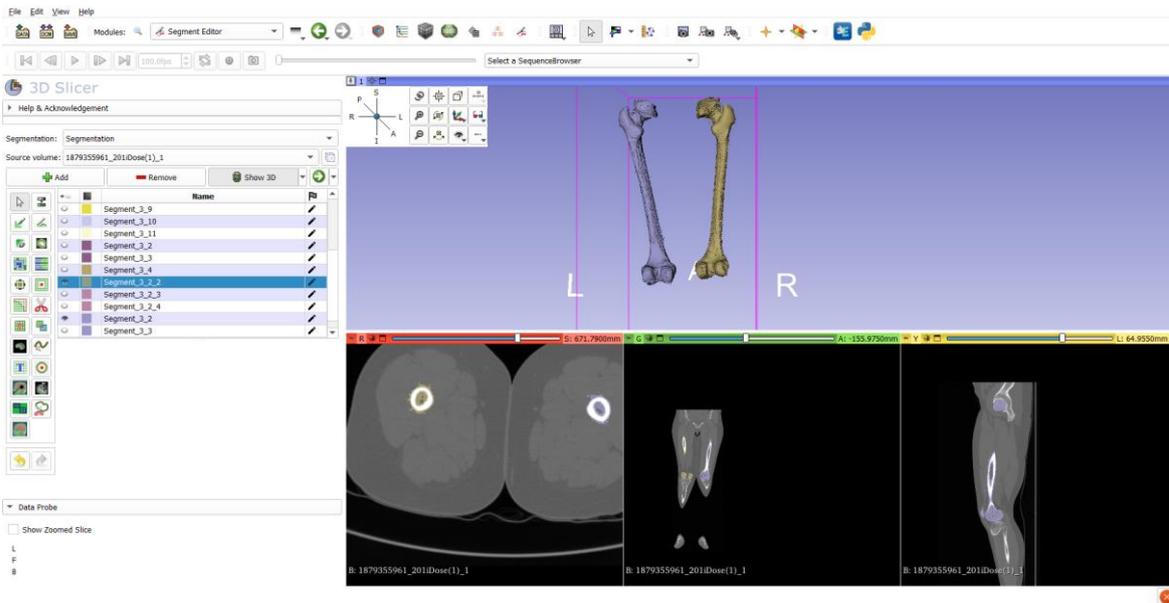


Figura 24. Segmentación del fémur.

Una vez completada la segmentación del fémur, se procede a exportar el modelo segmentado en formato STL para su posterior procesamiento. Este archivo STL se generará desde 3D Slicer y será utilizado para realizar manipulaciones adicionales en el software especializado Meshmixer, facilitando ajustes, análisis y modificaciones detalladas del modelo 3D del fémur, detallado en la figura 25.

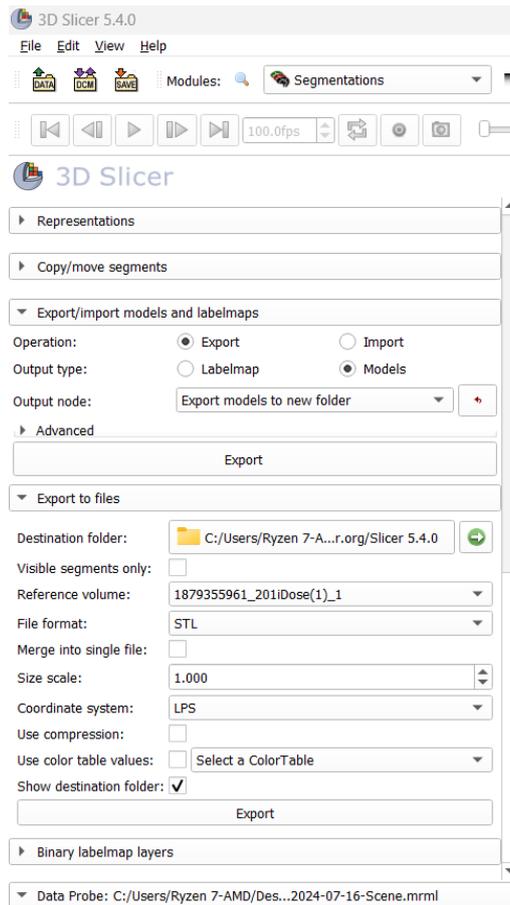


Figura 25. Segmentación exportado a archivo STL.

Posteriormente, se procede con la generación de modelos de superficies 3D a partir de las regiones segmentadas. 3D Slicer utiliza algoritmos de reconstrucción que transforman los datos de imagen en modelos tridimensionales detallados y precisos. Estos modelos pueden ser exportados en formatos estándar como STL u OBJ, lo que facilita su utilización en aplicaciones de diseño asistido por computadora (CAD), simulaciones biomecánicas.

2.2.3 Edición del archivo STL de 3D Slicer en el software Meshmixer para ajustes y reconstrucción.

Para exportar una malla a software CAD y editar el modelo 3D utilizando Meshmixer implica primero importar la malla generada previamente en formato OBJ, STL por el software especializado 3D Slicer. Luego, se realizan ajustes y modificaciones al modelo mediante herramientas de edición como suavizado, corte, remoción de elementos no deseados y creación de nuevas geometrías, figura 26. Una vez completadas las modificaciones, el modelo 3D se exporta nuevamente en un formato compatible con el software CAD deseado, como OBJ,

STEP o STL, para su posterior uso en diseño, simulaciones y fabricación asistida por computadora.

Meshmixer permite editar la malla STL exportada desde 3D Slicer. Durante la edición y reconstrucción del archivo, se pueden identificar errores en la malla utilizando la opción de Analysis.

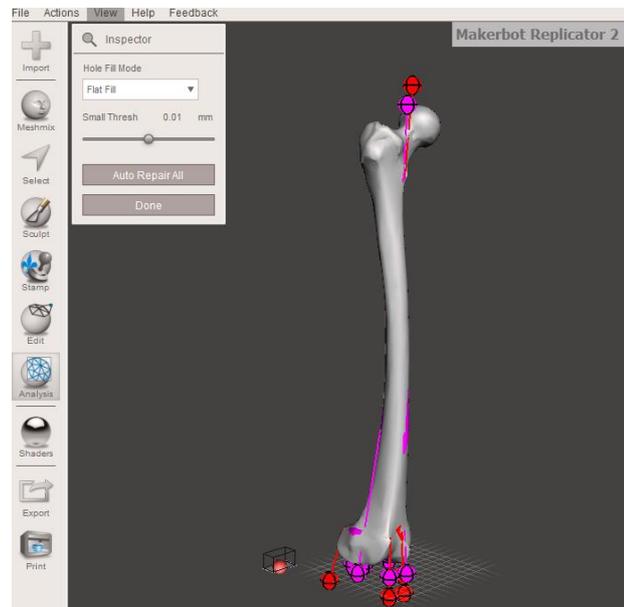


Figura 26. Meshmixer control de errores en mallado

Para corregir los errores en el archivo, usamos la opción "Edit" y la herramienta "Make Solid" en Meshmixer. Aumentamos la "Solid Accuracy" para mejorar el detalle del sólido, como se muestra en la figura 27.

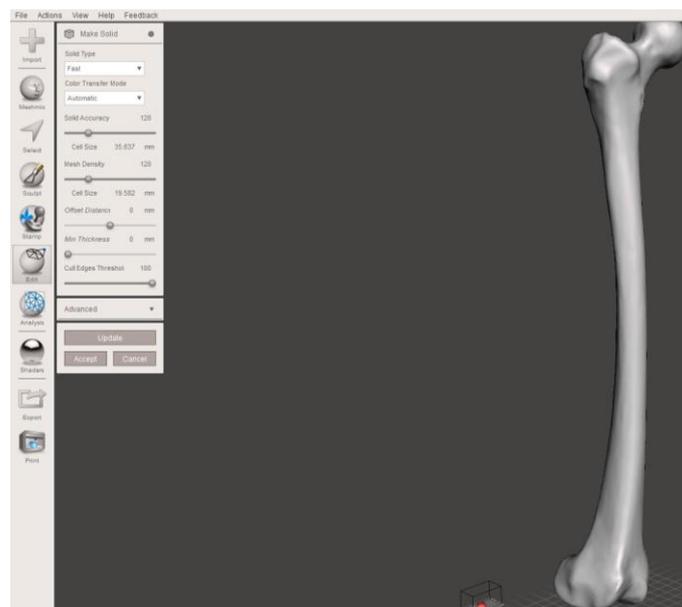


Figura 27. Opcion Edit y características en Meshmixer.

Finalmente, se ha probado las ediciones realizadas en el software Meshmixer. A continuación, se presentan tanto la malla inicial como la malla modificada con los procesos de edición aplicados en la figura 28.



Figura 28. Resultado final de edición y reconstrucción del archivo STL.

2.3 Análisis de Elementos Finitos (FEA).

Se realiza a través del Análisis de Elementos Finitos ya que descompone un objeto real en un gran número (entre miles y cientos de miles) de elementos finitos, en pequeños cubos. Los modelos matemáticos permitirán predecir el comportamiento de cada elemento, luego el software sumará todos los comportamientos individuales para predecir el comportamiento real del objeto por esta razón la simulación biomecánica del hueso femoral cortical bajo diferentes condiciones de carga se realizará en el software especializado Ansys Workbench de la siguiente manera:

Seleccionar el material: Elegir un material cerámico, ajustando sus propiedades como módulo de elasticidad, rigidez y coeficiente de Poisson según los requerimientos del análisis.

Ajustar la geometría: Corregir la forma del modelo en Geometría de Ansys Workbench.

Configurar la simulación: Definir la simulación de tensión estática y las

restricciones, como el extremo distal del fémur, cabeza femoral y la articulación tibio femoral o cóndilos femorales.

Aplicar cargas: Aplicar las cargas del modelo matemático para cada caso.

Configurar y generar la malla: Establecer la forma y el número de elementos para la malla del hueso femoral cortical.

Ejecutar la simulación: Comprobar la malla y ejecutar la simulación para analizar los resultados obtenidos.

2.3.1 Aplicación de cargas en el software Ansys Workbench.

Para simular las cargas aplicadas directamente sobre el fémur en Ansys Workbench, se utilizará un modelo matemático que toma en cuenta tres escenarios distintos de carga para la extremidad inferior. En esta sección, el análisis se centrará en estas cargas específicas. Las restricciones y puntos fijos se establecerán en función de las zonas de contacto del fémur con la tibia y la pelvis.

2.3.2 Asignación de propiedades del material óseo Ansys Workbench.

Las propiedades del material son cruciales para la precisión del análisis. Para representar el material del hueso, definimos un nuevo material el cual denominaremos hueso, ajustando sus propiedades mecánicas y físicas para aproximarse mejor al comportamiento del fémur. Las propiedades de referencia incluyen el módulo de Young (E), módulo de rigidez (G), densidad, límite de elasticidad, resistencia a la tracción y coeficiente de Poisson (ν). A continuación, se muestran las propiedades mecánicas del hueso en la tabla 4, basadas en estudios previos[7], [8].

Tabla 3. Propiedades mecánicas del fémur[7].

| | |
|---------------------------|---------------------------------|
| Referencia | Ashman et. Al (1984) |
| Tipo de hueso | Fémur |
| Método de medición | Ultrasonido |
| Simetría | Ortotrópico |

| | |
|------------------|-------|
| E1 (GPA) | 12.00 |
| E2 (GPA) | 13.40 |
| E3 (GPA) | 20.00 |
| G12 (GPA) | 4.53 |
| G13 (GPA) | 5.61 |
| G23 (GPA) | 6.23 |
| v12 | 0.376 |
| v13 | 0.222 |
| v23 | 0.235 |
| v21 | 0.422 |
| V31 | 0.371 |
| V32 | 0.350 |

2.3.3 Configuración de mallado

Uno de los pasos clave en el análisis biomecánico del fémur mediante el Método de Elementos Finitos es la definición y generación de la malla. En este proceso, se consideraron parámetros esenciales como la geometría de la figura, la dimensión y el tamaño del elemento finito. Para este estudio, se optó por una malla de elementos bidimensionales con geometría tetraedros, debido a su alta adaptabilidad a las curvas presentes en el hueso. El mallado se realiza en dos partes las cuales son por la opción Method y Sizing, para el procedimiento de mallado Method, se detalla en la figura 29.

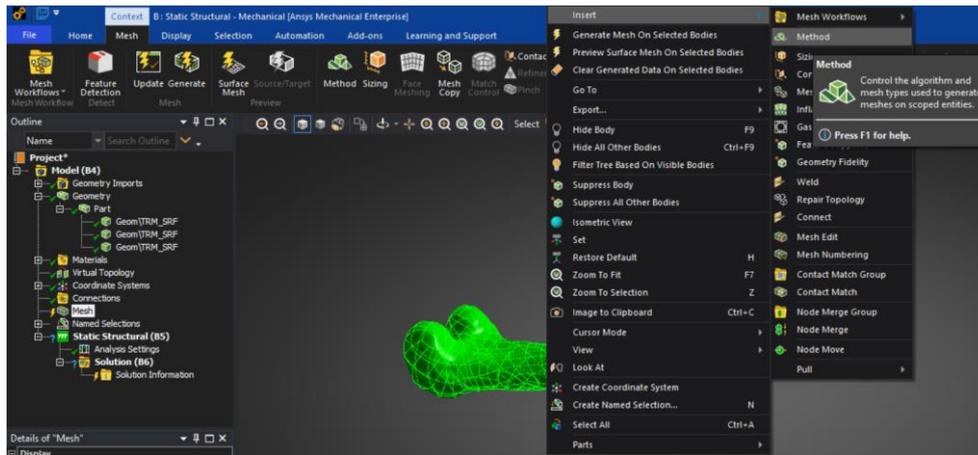


Figura 29. Mallado en Ansys Workbench en opción Method.

Se aplicarán propiedades de elementos tetraédricos, figura 30, utilizando el algoritmo Patch Independent y seleccionando un orden de elemento cuadrático. Además, se definirá un tamaño de elemento de 5 mm.

| Definition | |
|---|-------------------|
| Suppressed | No |
| Method | Tetrahedrons |
| Algorithm | Patch Independ... |
| Element Order | Quadratic |
| Advanced | |
| Defined By | Max Element Size |
| <input type="checkbox"/> Max Element Size | 5, mm |
| <input type="checkbox"/> Feature Angle | 30,° |
| Mesh Based Defeaturing | On |
| <input type="checkbox"/> Defeature Size | 4,5 mm |
| Refinement | No |
| Smooth Transition | Off |
| Growth Rate | Default |
| Minimum Edge Length | 7,4938e-002 mm |
| Match Mesh Where Possible | Yes |
| Write ICEM CFD Files | No |

Figura 30. Características de mallado en la opción Method.

El mallado final se caracterizará por una distribución uniforme de elementos, garantizando la homogeneidad en toda la geometría analizada. Esta uniformidad en la disposición de los elementos es crucial para asegurar la precisión en la simulación y el análisis de los comportamientos mecánicos del modelo, figura 31, permitiendo una mejor convergencia y fiabilidad en los resultados obtenidos.

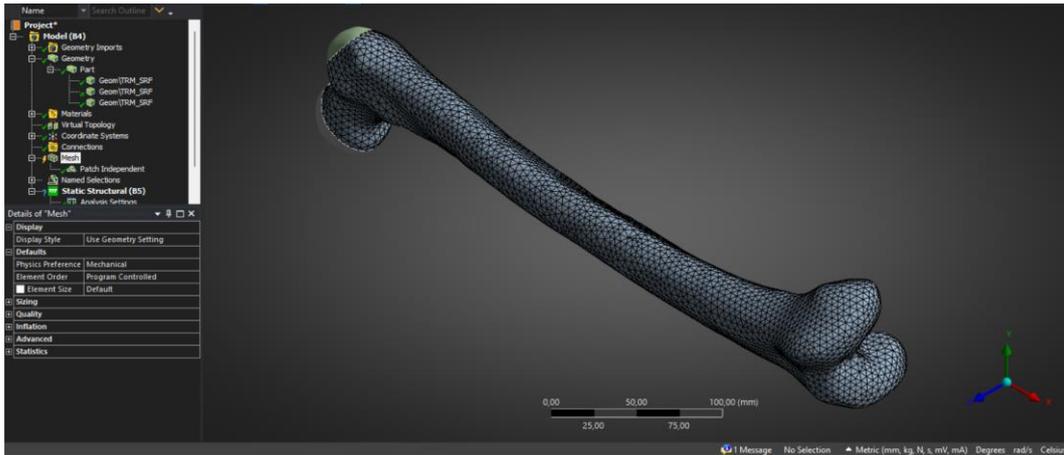


Figura 31. Mallado con elementos uniformes y homogéneos con opción Method.

Para el mallado de zonas curvadas se realiza a través de la opción Sizing con condición Suave y tamaño de elemento 5mm, mostrado en la figura 32.

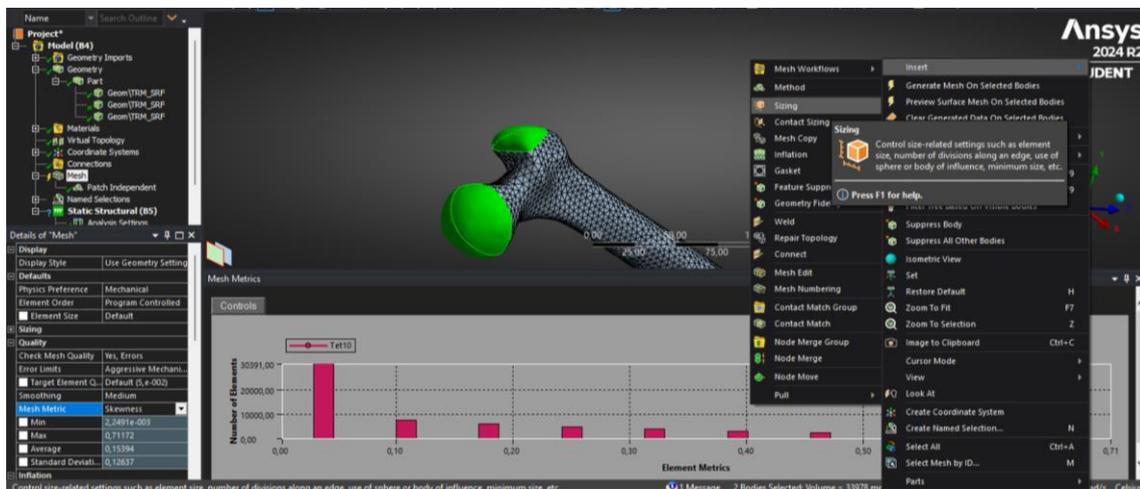


Figura 32. Mallado en Ansys Workbench en opción Sizing.

Como resultado se presenta un mallado uniforme y del mismo tamaño que en el anterior mallado realizado, como se detalla en la figura 33.

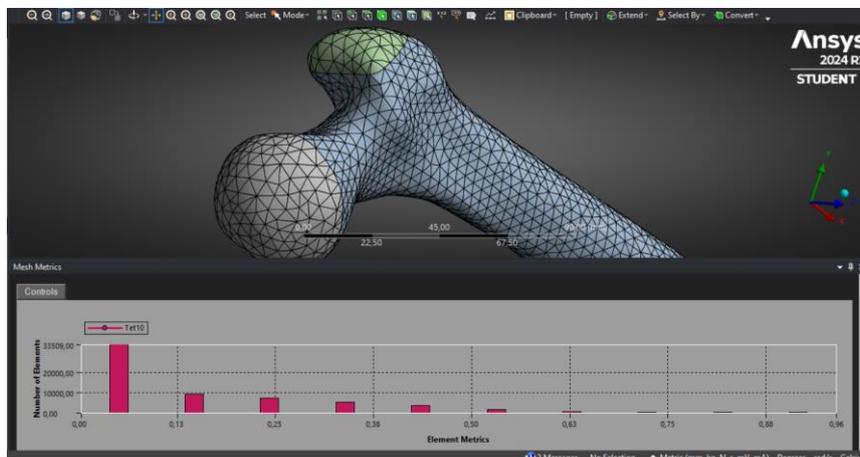


Figura 33. Mallado con elementos uniformes y homogéneos con opción Sizing.

2.3.4 Simulación

Se lleva a cabo un análisis estático en el programa Ansys Workbench para evaluar el comportamiento estructural del modelo bajo las cargas especificadas. Este proceso implica la aplicación de fuerzas y restricciones previamente definidas en el modelo digital, figura 34, permitiendo observar cómo responden los materiales y la geometría del objeto en condiciones de carga estáticas. Al utilizar Ansys Workbench, se simulan y calculan las tensiones, deformaciones y desplazamientos que experimenta el modelo, proporcionando información crucial para entender su desempeño mecánico y asegurar su integridad estructural en condiciones reales.

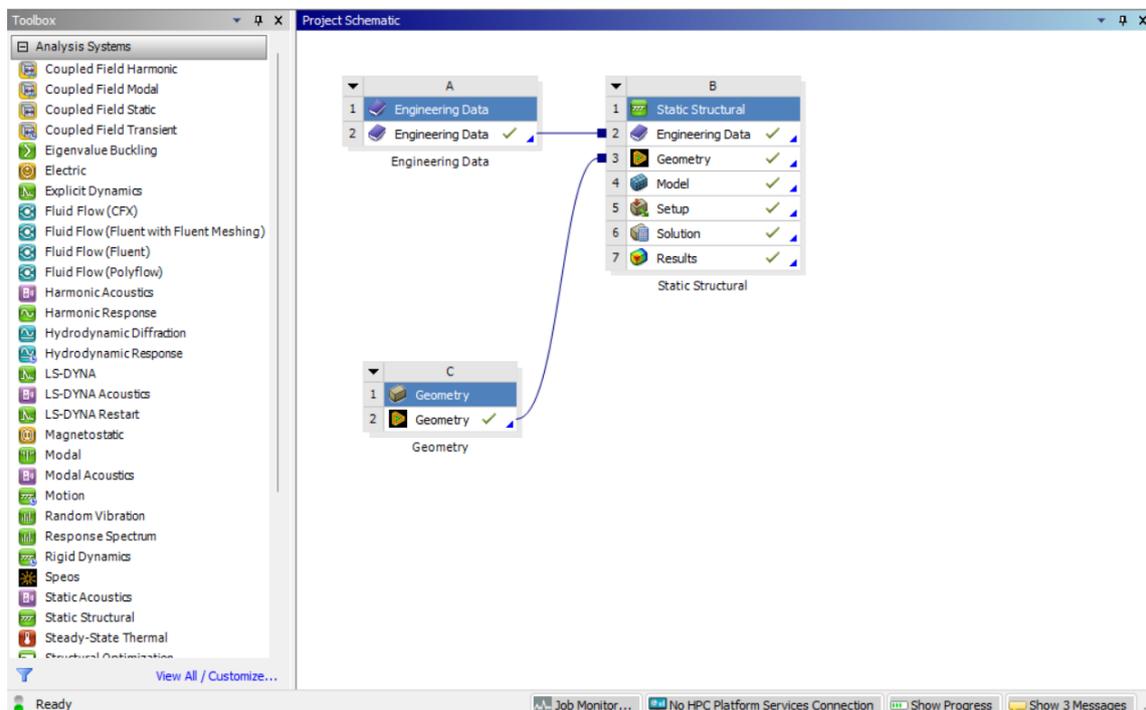


Figura 34. Simulación en Ansys Workbench-Static Structural.

Se definen condiciones de frontera los puntos fijos en las áreas de contacto con la tibia en la articulación tibio femoral o cóndilos femorales, como se muestra en la figura 35, y con la pelvis en la articulación de la cadera, continuación, se representa las condiciones de frontera en el software especializado Ansys Workbench[5], [6].

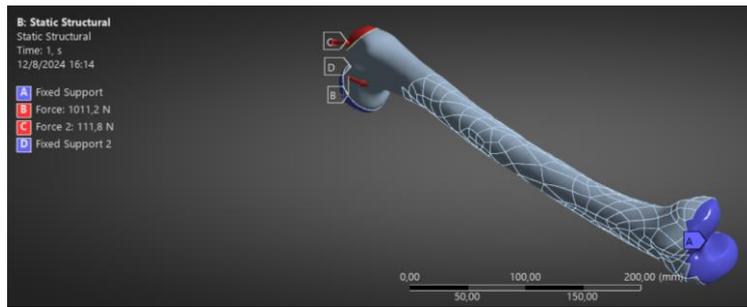


Figura 35. Restricciones de fijación Fixed Support en el fémur en la cabeza femoral B y cóndilos femorales A[5], [6].

Capítulo 3

3. RESULTADOS Y ANALISIS

En este capítulo se exponen los resultados del análisis de tensiones y deformaciones del fémur humano en diversas situaciones como la marcha, carrera y carga transversal. Se empleó el programa Ansys Workbench para realizar este Análisis de Elementos Finitos, evaluando tanto las tensiones de Von Mises como las deformaciones en escenarios de carga diferentes.

Los mapas de color obtenidos muestran los valores máximos de tensiones de Von Mises y deformaciones observados durante la marcha, carrera y bajo carga transversal aplicada al fémur. Estos resultados son cruciales para comprender cómo responde el hueso ante distintos tipos de cargas.

3.1 Resultados de simulación de carga transversal

3.1.1 Esfuerzos



Figura 36. Esfuerzo con Carga transversal.

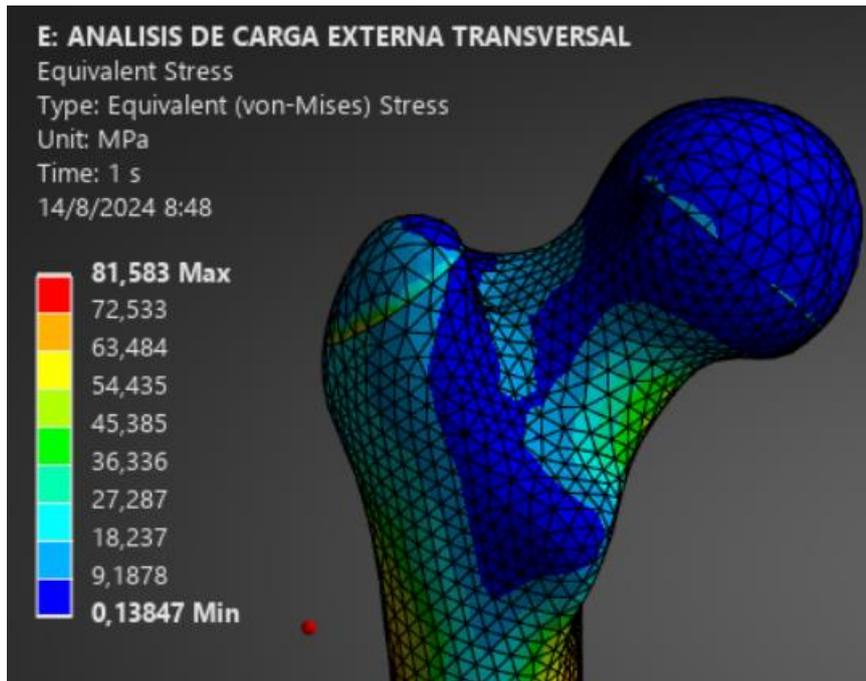


Figura 37. Esfuerzo máximo ubicado en la zona distal superior del fémur.

En la figura 36. se aprecia la distribución de la tensión de Von Mises, donde el esfuerzo máximo en el fémur durante la aplicación de la carga transversal es de 81,583 Mpa, figura 37, se localiza esfuerzos donde se hace contacto con el acetábulo. La distribución de carga se da principalmente en la zona lateral de la diáfisis extendiéndose por el cuello hasta la parte baja de la cabeza femoral. Este esfuerzo máximo se indica con el color rojo en el mapa de colores, destacándose en tonalidades cálidas como amarillo, naranja y rojo.

3.1.2 Deformaciones

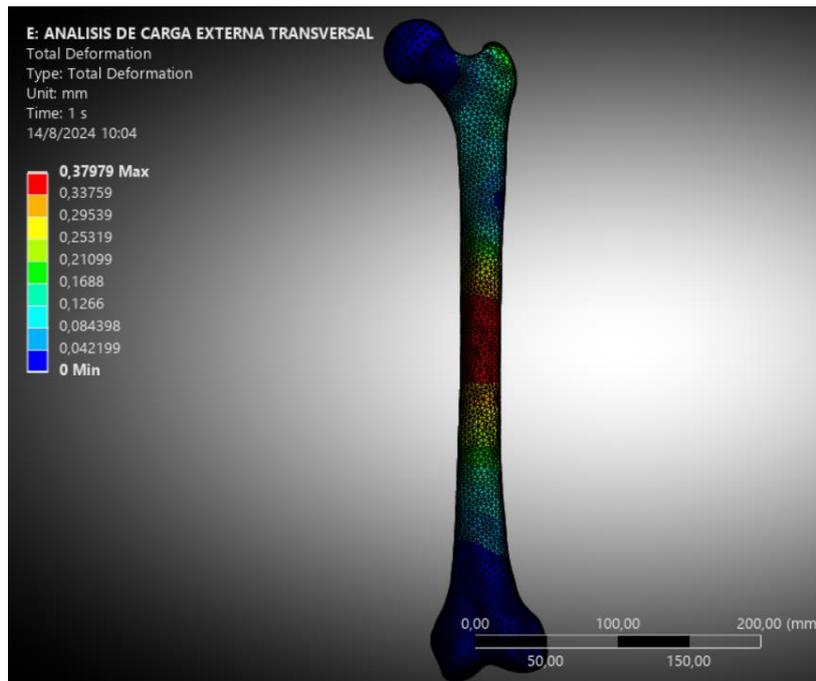


Figura 38. Deformación con Carga transversal

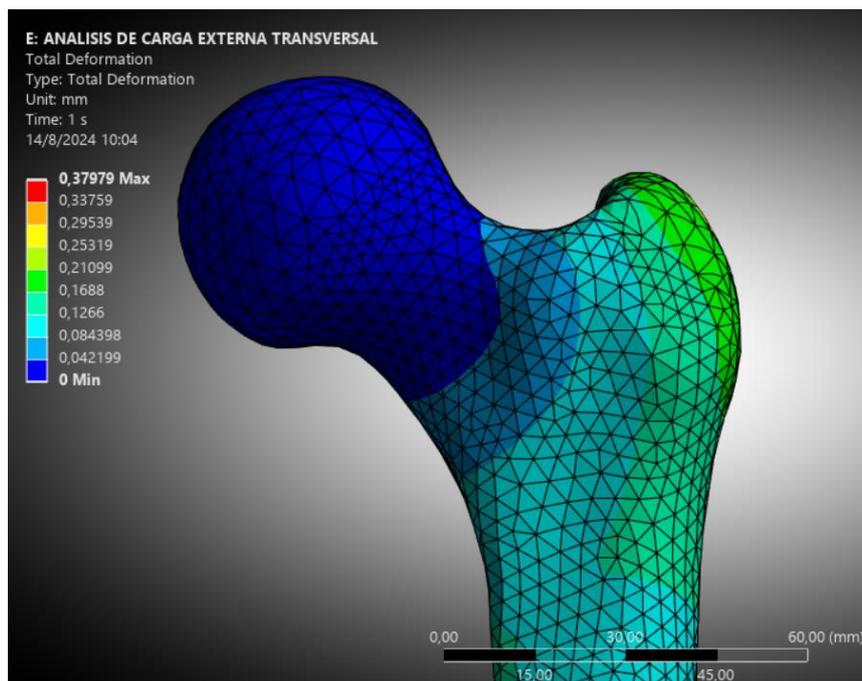


Figura 39. Deformación máximo ubicado en la zona distal superior del fémur

En la figura 38. se muestra la deformación máxima equivalente del fémur sometido a una carga lateral, se presenta principalmente en la diáfisis lateral con valores no mayores a 0,37979 mm. Las deformaciones en la figura 39. también se presentan en la zona del cuello femoral, con valores que rondan 0,084398

mm. Asimismo, en la imagen se puede notar que el área que presenta las mayores deformaciones.

3.2 Resultados de simulación en marcha

3.2.1 Esfuerzos

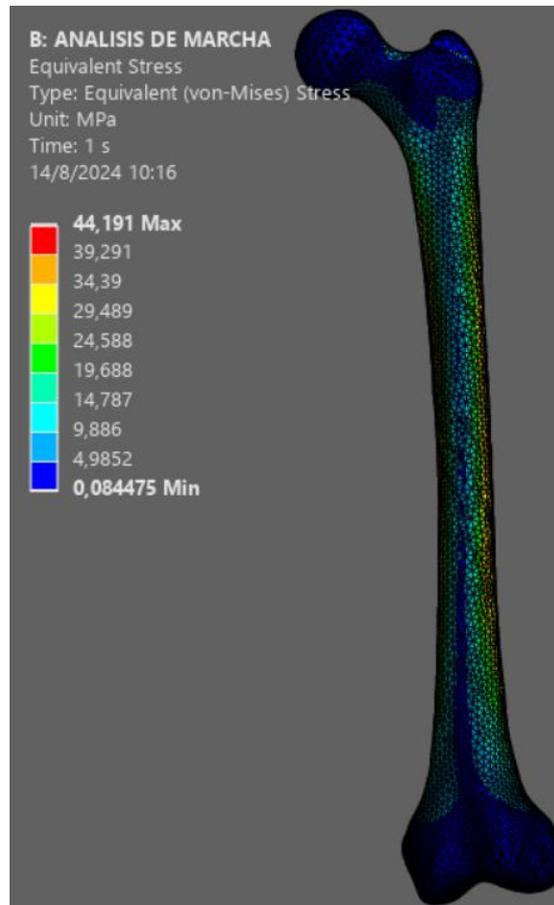


Figura 40. Esfuerzo con Carga marcha.

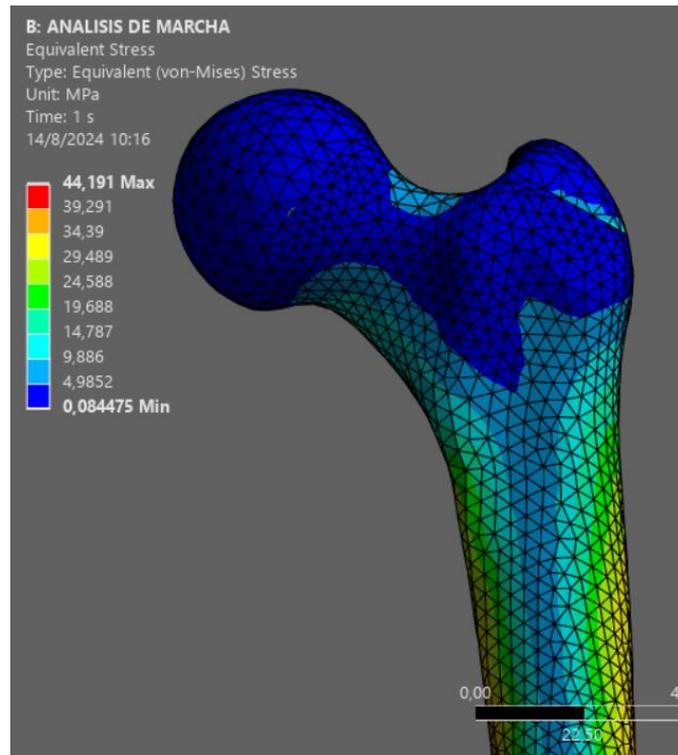


Figura 41. Esfuerzo máximo con carga de marcha.

En la figura 40. se aprecia la distribución de la tensión de Von Mises, donde el esfuerzo máximo en el fémur durante la aplicación de la carga de marcha es de 44,191 Mpa, figura 41, se localiza esfuerzos donde se hace contacto con el acetábulo y el cuello femoral. La distribución de carga se da principalmente en la zona lateral de la metáfisis extendiéndose por el cuello hasta la parte baja de la cabeza femoral con esfuerzos que rondan los 14,787 Mpa. Este esfuerzo máximo se indica con el color rojo en el mapa de colores, destacándose en tonalidades cálidas como amarillo, naranja y rojo.

3.2.2 Deformaciones

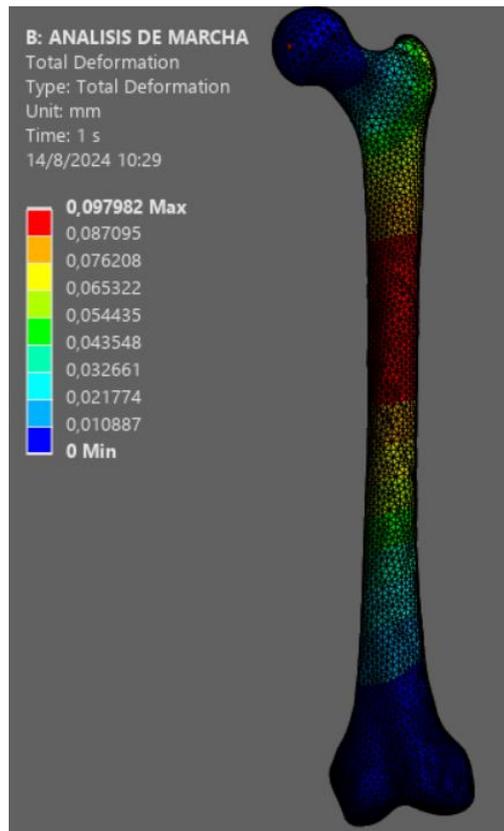


Figura 42. Deformación con Carga marcha

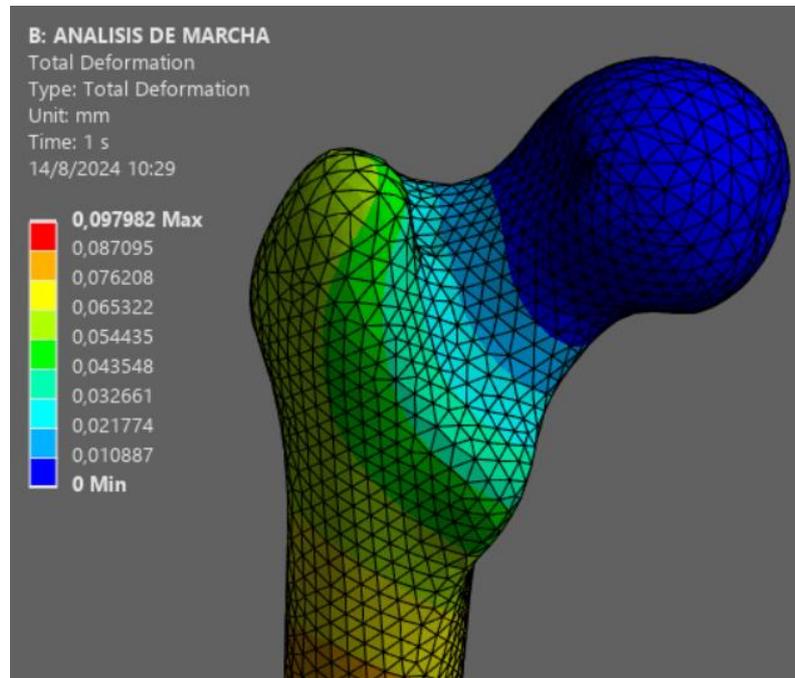


Figura 43. Deformación de carga de marcha

En la figura 42 se muestra la deformación máxima equivalente del fémur sometido a una carga marcha, localizándose en la parte inferior del fémur del cuello femoral con un valor de 0.097982. Asimismo, en la figura 43 se puede notar que el fémur no recibe un gran impacto en la marcha.

3.3 Resultados de simulación en carrera

3.3.1 Esfuerzos

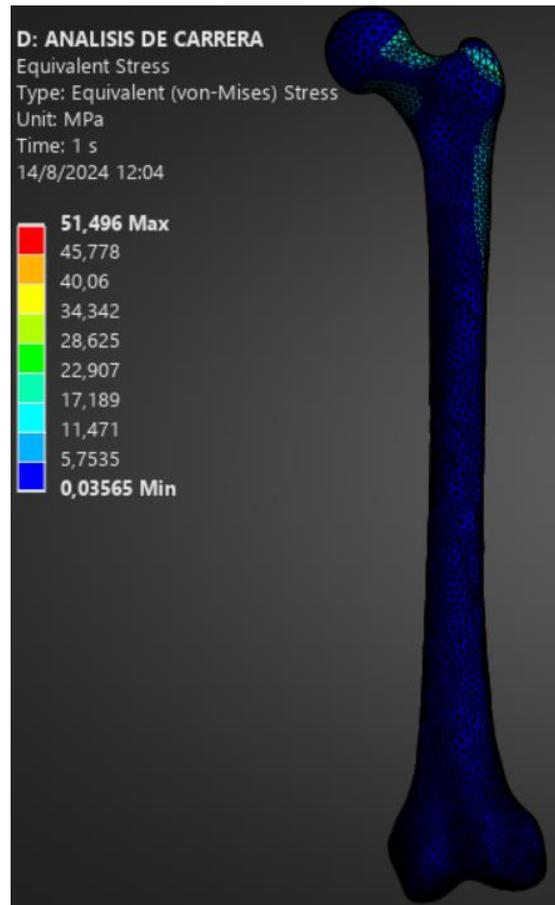


Figura 44. Esfuerzo con Carga de carrera.

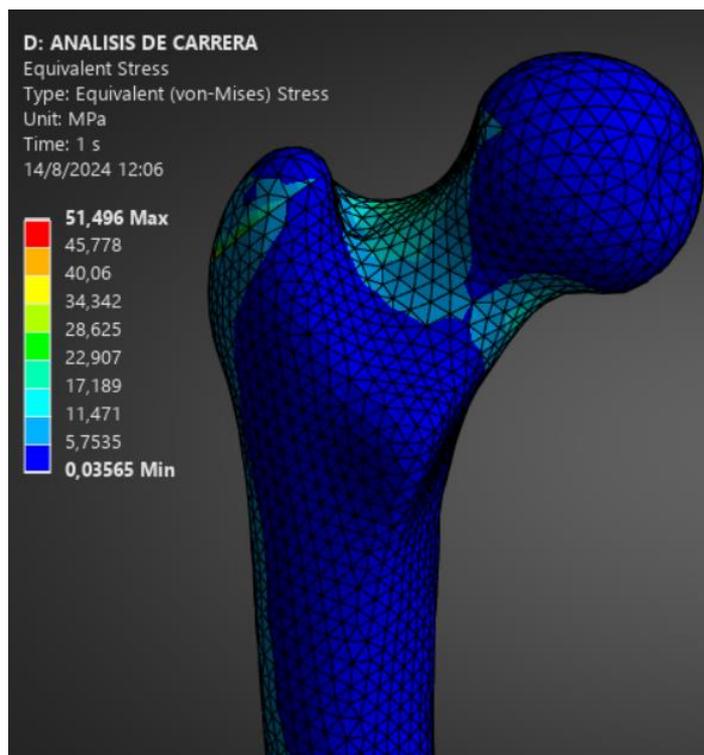


Figura 45. Esfuerzos máximo con carga de carrera.

En la figura 44. se aprecia la distribución de la tensión de Von Mises, donde el esfuerzo máximo en el fémur durante la aplicación de la carga de marcha es de 51,496 Mpa, figura 45, se localiza esfuerzos donde se hace contacto con el acetábulo y el cuello femoral. La distribución de carga se da principalmente en la zona lateral de la metáfisis extendiéndose por el cuello hasta la parte baja de la cabeza femoral con esfuerzos que rondan los 45,778 Mpa.

3.3.2 Deformaciones

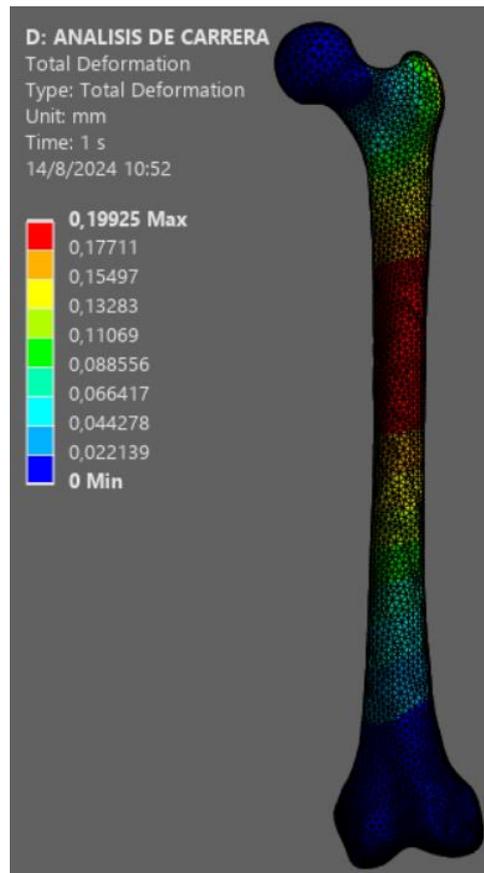


Figura 46. Deformación en carga de carrera.

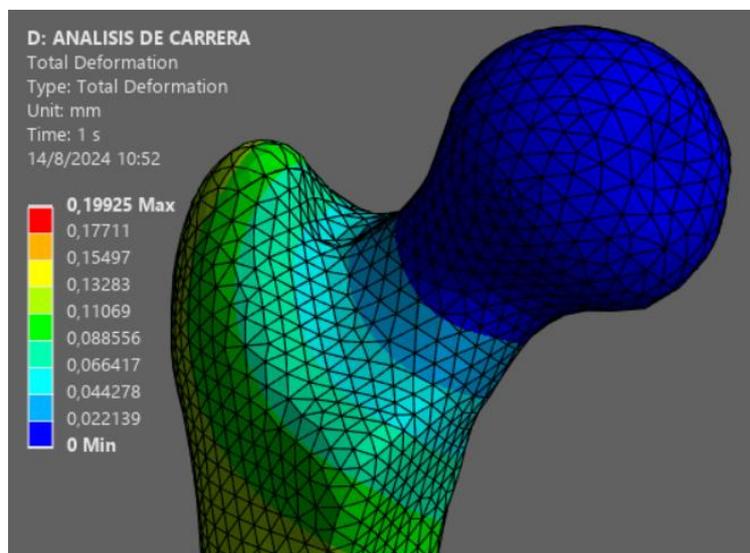


Figura 47. Deformación máxima en carga de carrera

En la figura 46 se muestra la deformación máxima equivalente del fémur sometido a una carga de carrera, localizándose en la parte inferior del fémur del cuello femoral con un valor de 0.19925 mm. Asimismo, en la figura 47 se puede

notar que el fémur tiene una mayor deformación con respecto a la marcha.

3.4 Datos obtenidos de cada simulación.

Los resultados de las simulaciones se muestran en la tabla 5. En donde los esfuerzos máximos en el fémur durante la aplicación de carga transversal fueron de 81,583 MPa, localizado en la zona lateral de la diáfisis extendiéndose hasta el cuello femoral, con una deformación máxima de 0.37979 mm. En la simulación de marcha, el esfuerzo máximo es de 44,191 MPa en la metáfisis extendiéndose hasta el cuello femoral, con una deformación máxima de 0.097982 mm, sin recibir un gran impacto en la marcha. Para la carga de carrera, el esfuerzo máximo alcanzó 51,496 MPa distribuyéndose la carga principalmente en la zona lateral de la metáfisis extendiéndose por el cuello hasta la parte baja de la cabeza femoral con esfuerzos que rondan los 45,778, con una deformación máxima de 0.19925 mm.

Tabla 4. Datos Obtenidos a través de la simulación del fémur a diferentes cargas.

| Simulación | Esfuerzos máximo [Mpa] | Deformación[mm] |
|--------------------------|------------------------|-----------------|
| Carga Transversal | 81,583 | 0.37979 |
| Carrera | 51,496 | 0.19925 |
| Marcha | 44,191 | 0.097982 |

Conclusiones

En este capítulo se presentan las conclusiones y recomendaciones que se han producido con base en los resultados obtenidos según la metodología implementada.

- El presente proyecto detalla el análisis del comportamiento mecánico del fémur humano bajo diversas condiciones de carga, tales como carga transversal, marcha y carrera, enfocándose en evaluar cómo responde el hueso fémur durante actividades cotidianas y utilizando estas condiciones como parámetros para el análisis. Se emplearon simulaciones que incorporan condiciones de frontera específicas en las articulaciones relevantes: la articulación de la cadera en la cabeza del fémur y la articulación de la rodilla junto con los cóndilos femorales en la parte distal del fémur. Estas condiciones son fundamentales para comprender el comportamiento del fémur bajo diferentes tipos de carga. Para simplificar el modelo, se excluyó la consideración de todas las fuerzas musculares, dado que su inclusión reduce significativamente los esfuerzos y deformaciones estimadas en un 30% [21]. A pesar de esta simplificación, se identificaron áreas críticas del fémur donde ocurren esfuerzos y deformaciones significativos, incluyendo la metáfisis, la diáfisis lateral y el cuello femoral.
- La segmentación y modelado del fémur se ajustaron específicamente para el análisis de esfuerzos y deformaciones mediante imágenes médicas obtenidas por tomografía computarizada. Utilizando el software especializado 3D Slicer para la segmentación de imágenes DICOM, se generó un modelo tridimensional del fémur. Este modelo detallado proporcionó una base sólida para simulaciones y análisis de esfuerzos y deformaciones óseas. La precisión en la reconstrucción geométrica, facilitada por las herramientas de segmentación, garantiza que los resultados del análisis reflejen de manera precisa el comportamiento biomecánico del fémur bajo las condiciones evaluadas en este estudio.
- El comportamiento biomecánico del fémur bajo las condiciones de carga de marcha, carrera e impacto transversal (simulado por una patada de karate) se realizó utilizando las leyes de Newton. El análisis se facilitó

mediante la implementación de condiciones de frontera específicas, que incluyen las articulaciones de la cadera, la rodilla, la cabeza femoral y los cóndilos femorales. El hueso humano se considera como material anisotrópico, las cuales presentan sus constantes elásticas en los tres ejes, según Ashman et al. (1984)[7]. La integración de estas condiciones de frontera y parámetros materiales permitió una simulación realista.

- Durante la marcha, aunque no hay un impacto significativo inmediato, la repetición continua puede inducir fallas por fatiga en el fémur. La tensión máxima de Von Mises alcanza 44.191 MPa, concentrándose en el contacto con el acetábulo y el cuello femoral. La carga se distribuye principalmente en la región lateral de la metáfisis, con esfuerzos de hasta 14.787 MPa, mostrados en colores cálidos en el mapa de tensiones. La deformación máxima se localiza en la parte inferior del cuello femoral, con un valor de 0,097982 mm. Estos factores subrayan la importancia de considerar el efecto acumulativo de las cargas repetitivas, que puede conducir a fallas por fatiga.
- Durante la carrera, las fuerzas ejercidas por los músculos y el contacto del acetábulo sobre la cabeza del fémur 1.2 veces mayor que la evaluada en la marcha. La distribución de la tensión de Von Mises muestra que el esfuerzo máximo en el fémur bajo la carga de carrera alcanza 51.496 MPa, concentrándose en las zonas de contacto con el acetábulo y el cuello femoral. La carga se distribuye principalmente en la región lateral de la metáfisis, extendiéndose desde el cuello hasta la parte inferior de la cabeza femoral, con esfuerzos alrededor de 45.778 MPa. La deformación máxima equivalente del fémur bajo carga de carrera, localizada en la parte inferior del cuello femoral, con un valor de 0.19925 mm. Además, se observa que el fémur sufre una mayor deformación en comparación con la marcha.
- En el caso de la carga transversal, los resultados indican que el área crítica susceptible a fisuras es mayor que en los casos de la marcha y la carrera, se observa la distribución de la tensión de Von Mises, donde el esfuerzo máximo en el fémur durante la carga transversal es de 81.583 MPa, concentrándose en la zona de contacto con el acetábulo. La carga se distribuye principalmente en la región lateral de la diáfisis,

extendiéndose desde el cuello hasta la parte inferior de la cabeza femoral. Se muestra la deformación máxima equivalente del fémur bajo carga lateral, que se localiza principalmente en la diáfisis lateral con valores de hasta 0.37979 mm. Las deformaciones también se observan en el cuello femoral, con valores alrededor de 0.084398 mm.

- El fémur demuestra una capacidad eficiente para soportar las cargas producidas durante la marcha y la carrera. Sin embargo, las cargas transversales externas pueden inducir deformaciones permanentes y fracturas en el cuello femoral y la diáfisis, evidenciando su vulnerabilidad ante impactos transversales. De acuerdo con los análisis, las deformaciones y esfuerzos que el fémur debe soportar bajo cargas transversales son significativamente mayores que en las condiciones de marcha y carrera, lo que aumenta el riesgo de daño estructural.

Recomendaciones

- Debido a la vulnerabilidad del fémur bajo cargas transversales, es crucial promover la realización de estudios experimentales que permitan un entendimiento más profundo de los efectos de estos tipos de cargas. Estos estudios ayudarán a desarrollar estrategias de protección más efectivas, especialmente en deportes o actividades que involucran impactos laterales.
- Para realizar un correcto mallado del fémur en el software Ansys Workbench, es crucial seleccionar la forma y tamaño óptimos de los elementos. Utilizar elementos tetraédricos de segundo orden en áreas críticas como el cuello femoral y diáfisis. Un tamaño de elemento demasiado pequeño aumentará significativamente el tiempo de procesamiento, mientras que un tamaño demasiado grande comprometerá la precisión de los cálculos. Aplica refinamientos locales en zonas de contacto y de alta tensión, asegurando un balance entre precisión y eficiencia. Se debe mallar de manera adecuada para capturar con precisión la geometría compleja del fémur, optimizando tanto el

tiempo de simulación como la exactitud de los resultados.

- Los resultados obtenidos sobre las áreas críticas del fémur bajo diferentes tipos de carga deben ser considerados en el diseño de prótesis y dispositivos ortopédicos. Se recomienda incorporar materiales y estructuras que refuercen las zonas más vulnerables, como el cuello femoral y la diáfisis lateral, para mejorar la resistencia a las deformaciones y fracturas.

Bibliografía

- [1] D. Guede, P. González, y J. R. Caeiro, “Biomecánica y hueso (I): Conceptos básicos y ensayos mecánicos clásicos”, *Revista de Osteoporosis y Metabolismo Mineral*, vol. 5, núm. 1, pp. 43–50, mar. 2013, doi: 10.4321/S1889-836X2013000100008.
- [2] A. Mendoza, “Estudio de las propiedades mecánicas del sistema óseo.”, 1991. Consultado: el 6 de agosto de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=4902685>
- [3] J. R. Caeiro, P. González, y D. Guede, “Biomecánica y hueso (y II): ensayos en los distintos niveles jerárquicos del hueso y técnicas alternativas para la determinación de la resistencia ósea”, *Revista de Osteoporosis y Metabolismo Mineral*, vol. 5, núm. 2, pp. 99–108, jun. 2013, doi: 10.4321/S1889-836X2013000200007.
- [4] S. Mesón, “Análisis de comportamiento biomecánico de un fémur humano.”, Grado en Ingeniería Mecánica, Universidad Carlos III de Madrid, Madrid, 2014. Consultado: el 11 de agosto de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://e-archivo.uc3m.es/rest/api/core/bitstreams/0fe4db05-b8b1-4cb2-a6d2-05591da0a0b4/content>
- [5] MENDLINE PLUS, “Anatomía normal de la articulación de la cadera.”, NIH Biblioteca Nacional de Medicina. Consultado: el 11 de agosto de 2024. [En línea]. Disponible en: https://medlineplus.gov/spanish/ency/esp_imagepages/19903.htm
- [6] MENDLINE PLUS, “Artroscopia de rodilla Serie Anatomía normal”, NIH Biblioteca Nacional de Medicina. Consultado: el 11 de agosto de 2024. [En línea]. Disponible en: https://medlineplus.gov/spanish/ency/esp_presentations/100117_1.htm
- [7] C. Muller y M. Cerrolaza, “Un nuevo método para la simulación de la estructura ósea mediante la versión de elementos finitos.”, *SciELO*, vol. 39, núm. 3, 2001, Consultado: el 11 de agosto de 2024. [En línea]. Disponible en: http://ve.scielo.org/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0376-723X2001000300003

- [8] E. Quesada y J. Ojeda, “Simulación por elementos finitos de la remodelación ósea en el fémur humano. Influencia de la discretización temporal del ciclo de marcha.”, Universidad de Sevilla, Sevilla, 2018. Consultado: el 11 de agosto de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://idus.us.es/handle/11441/81589>
- [9] J. H. Osorio y M. H. Valencia, “Bases para el entendimiento del proceso de la marcha humana”, vol. 13, may 2013, Consultado: el 4 de agosto de 2024. [En línea]. Disponible en: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=273828094009>
- [10] A. Ferro, *La Carrera de Velocidad: Metodología Del Análisis Biomecánico - Amelia Ferro Sánchez*. Madrid: M.G Comunicación Gráfica, 2001. Consultado: el 5 de agosto de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://books.google.com.pr/books?id=CyPDoETU4IIC&printsec=copyright#v=onepage&q&f=false>
- [11] V. A. Erazo-Arteaga y V. A. Erazo-Arteaga, “El diseño, la manufactura y análisis asistido por computadora (CAD/CAM/CAE) y otras técnicas de fabricación digital en el desarrollo de productos en América Latina”, *Información tecnológica*, vol. 33, núm. 2, pp. 297–308, abr. 2022, doi: 10.4067/S0718-07642022000200297.
- [12] Siemens Healthineers, “DICOM - Siemens Healthineers”. Consultado: el 6 de agosto de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://www.siemens-healthineers.com/ec/services/it-standards/dicom>
- [13] InVesalius, “InVesalius”, InVesalius 2007- 2024. Consultado: el 5 de agosto de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://invesalius.github.io/>
- [14] 3D Slicer, “3D Slicer image computing platform | 3D Slicer”, 3D Slicer. Consultado: el 5 de agosto de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://www.slicer.org/>
- [15] Adrián Martínez Fernández, “Desarrollo de Prótesis Ortopédicas Personalizadas Mediante Tecnologías Láser Escáner 3D.”, Universidad Politécnica de Madrid, Madrid, 2015. Consultado: el 4 de agosto de 2024. [En línea]. Disponible en: https://oa.upm.es/34108/1/TESIS_MASTER_ADRIAN_MARTINEZ_FERN

ANDEZ.pdf

- [16] R. S. Lotti, A. W. Machado, Ê. T. Mazzeiro, y J. Landre Júnior, “Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos”, *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial*, vol. 11, núm. 2, pp. 35–43, abr. 2006, doi: 10.1590/S1415-54192006000200006.
- [17] Autodesk, “Autodesk Fusion | Software de CAD 3D, CAM, CAE y PCB basado en la nube | Autodesk”. Consultado: el 5 de agosto de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://www.autodesk.com/es/products/fusion-360/overview?term=1-YEAR&tab=subscription>
- [18] Autodesk, “Channel Partners & Resellers Program | Ansys”, Ansys. Consultado: el 5 de agosto de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://www.ansys.com/partner-ecosystem/channel-partners>
- [19] M. Saravia-Rojas, J. Gutiérrez-Trevejo, M. Fukuhara-Nakama, y Z. Velásquez- Huaman, “Autodesk Meshmixer usado en la enseñanza de la odontología: Es posible?”, *Revista Estomatológica Herediana*, vol. 31, núm. 4, pp. 323–329, dic. 2021, doi: 10.20453/reh.v31i4.4102.
- [20] J. Alberto, N. Garcia, L. Cristina, O. Ruiz, A. María, y T. De Ossa Jiménez, “CARACTERIZACIÓN CINEMÁTICA Y DE LA FUERZA DURANTE EL GESTO DEPORTIVO PATADA BAJA EN LA DISCIPLINA ARTES MARCIALES”, 2024, Consultado: el 5 de agosto de 2024. [En línea]. Disponible en: <http://hdl.handle.net/20.500.12622/4070>
- [21] R. Shahar, L. Banks-Sills, y R. Eliasy, “Stress and strain distribution in the intact canine femur: Finite element analysis”, *Med Eng Phys*, vol. 25, núm. 5, pp. 387–395, 2003, doi: 10.1016/S1350-4533(03)00002-X.