

INSTITUTO TECNOLÓGICO SUPERIOR DEL SUR DE GUANAJUATO



Generación de un modelo CAD de un pie en la fase de despegue para el análisis de la patología de dedo en garra

Opción 2: Titulación Integral – Tesis Profesional

Elaborada por:

Antonio de Jesus Pizano Custodio

Que presenta para obtener el título de:

INGENIERO EN SISTEMAS AUTOMOTRICES

Asesor:

MC. Marco Antonio Martínez Bocanegra

Uriangato, Gto.

Marzo 2025

“Generación de un modelo CAD de un pie en la fase de despegue para el análisis de la patología de dedo en garra”

Elaborada por:

Antonio de Jesus Pizano Custodio

Aprobado por.

MC. Marco Antonio Martínez Bocanegra
Docente de la carrera de Ingeniería en sistemas automotrices
Asesor de tesis profesional

Revisado por.

MC. Mariano Braulio Sánchez
Jefe de división de la carrera de Ingeniería en sistemas automotrices
Revisor de tesis profesional

Revisado por.

MC. Pedro Duran Reséndiz
Docente de la carrera de Ingeniería en sistemas automotrices
Revisor de tesis profesional



Educación
Secretaría de Educación Pública



Instituto Tecnológico Superior del Sur de Guanajuato
División de Ingeniería en Sistemas Automotrices

DEPARTAMENTO
ACADEMICO

CLAVE:ITEIT0002E
ISA-ACAD/TITEJ2025/05

Uriangato, Guanajuato, **14/MARZO/2025**

Asunto: Aprobación de impresión de trabajo profesional

**C.PIZANO CUSTODIO ANTONIO DE JESÚS
P R E S E N T E:**

Por medio de este conducto, le comunico a usted que después de haber sido revisado su trabajo de titulación bajo la del cual se derivó la Monografía Titulada:

**“Generación de un modelo CAD de un pie en la fase de despegue para el
análisis de la patología de dedo en garra”**

La comisión revisora, ha tenido a bien aprobar la impresión de este trabajo.

ATENTAMENTE

*“Excelencia en Educación Tecnológica”
“Tecnología y Calidad para la Vida”*

**M.C Mariano Braulio Sánchez
Jefe de División de Ingeniería en Sistemas Automotrices**



Instituto Tecnológico Superior
del Sur de Guanajuato
COORDINACIÓN INGENIERÍA
EN SISTEMAS AUTOMOTRICES

c.p Unidad de Servicios Escolares
C.c.p División de Ingeniería en Sistemas Automotrices
C.c.p Archivo Consecutivo



2025
Año de
La Mujer
Indígena

Av. Educación Superior No. 2000, Col. Juárez, Uriangato,
Guanajuato, C.P. 38982 Tels. 445 45 7 74 68 al 71, Ext. *116
e-mail: dpto.difusion@itsur.edu.mx surguanajuato.tecnm.mx





LIBERACIÓN DE PROYECTO PARA LA TITULACIÓN INTEGRAL

Uriangato, Gto., 14/marzo/2025

Asunto: Liberación de proyecto para la titulación integral

M.C. José Gabriel Aguilera González
Director Académico
ITSUR
PRESENTE

Por este medio informo que ha sido liberado el siguiente proyecto para la titulación integral:

Nombre de estudiante y/o egresado(a): PIZANO CUSTODIO ANTONIO DE JESÚS	
Carrera: Ingeniería en Sistemas Automotrices	Núm. de control: T19120065
Nombre del proyecto: Generación de un modelo CAD de un pie en la fase de despegue para el análisis de la patología de dedo en garra	
Producto: Tesis Profesional	

Agradezco de antemano su valioso apoyo en esta importante actividad para la formación profesional de nuestras y nuestros egresados.

ATENTAMENTE


M.C. Mariano Braulio Sánchez
Jefe de División de Ingeniería en Sistemas Automotrices
ITSUR



Instituto Tecnológico Superior
del Sur de Guanajuato
COORDINACIÓN INGENIERÍA
EN SISTEMAS AUTOMOTRICES

La comisión revisora ha tenido a bien aprobar la reproducción de este trabajo.

		
M.C. Marco Antonio Martínez Bocanegra Asesor del Tesis Profesional	M.C. Mariano Braulio Sánchez Revisor del Tesis Profesional	M.C. Pedro Durán Reséndiz Revisor del Tesis Profesional

c.c.p.- Expediente

Julio 2017

Título de la tesis:

Generación De Un Modelo CAD De Un Pie En La Fase De Despegue Para El Análisis De La Patología De Dedo En Garra

Resumen

El dedo en garra es una deformidad del pie que afecta las articulaciones interfalángicas, causando dolor, dificultades al caminar y posibles complicaciones, especialmente en personas con diabetes. Esta tesis desarrolla un modelo CAD tridimensional del pie en la fase de despegue para analizar esta patología mediante el método de elementos finitos (MEF). Para ello, se generó una representación detallada de un modelo de pie que contempla huesos, músculos, tendones, cartílagos y tejido adiposo (piel). Este modelo permitirá simular la distribución de cargas y tensiones en el modelo de pie. Los resultados obtenidos en el caso de estudio muestran las áreas de mayor esfuerzo y presión, proporcionando una base para analizar tratamientos ortopédicos y quirúrgicos en un futuro. La presente investigación aporta un modelo de elementos finitos, cuyo análisis ayudara en un futuro en la generación de conocimiento relevante para la toma de decisiones médicas y el desarrollo de dispositivos personalizados para el tratamiento de patologías que mejoraran la calidad de vida de los pacientes. Es importante resaltar que el resultado más importante de la tesis es la creación de un modelo CAD de pie que considera la mayoría de los tejidos musco-esqueléticos con una geometría realista, en el cual se podrán utilizar para el análisis en un futuro de diversas patologías, procedimientos quirúrgicos, prótesis e implantes personalizados, entre otros.

Abstract

Claw toe is a foot deformity that affects the interphalangeal joints, causing pain, walking difficulties and possible complications, especially in people with diabetes. This thesis develops a three-dimensional CAD model of the foot in the toe-off phase to analyze this pathology using the finite element method (FEM). For this purpose, a detailed representation of a foot model was generated that includes bones, muscles, tendons, cartilage and adipose tissue (skin). This model will make it possible to simulate the distribution of loads and stresses in the foot model. The results obtained in the case study show the areas of greatest stress and pressure, providing a basis for analyzing orthopedic and surgical treatments in the future. The present research provides a finite element model, whose analysis will help in the future in the generation of relevant knowledge for medical decision making and the development of personalized devices for the treatment of pathologies that will improve the quality of life of patients. It is important to highlight that the most important result of the thesis is the creation of a CAD model of the foot that considers most of the musculoskeletal tissues with a realistic geometry, which can be used for the future analysis of various pathologies, surgical procedures, prostheses and personalized implants, among others.

Palabras claves (*keywords*)

Anatomía del pie, Dedo en garra, Modelo CAD, Fase de despegue, Método de Elementos Finitos, Presión plantar

Agradecimientos

Al concluir esta etapa tan significativa de mi vida, deseo expresar mi más profundo y sincero agradecimiento a todas aquellas personas cuya presencia, apoyo y guía han sido fundamentales en mi camino académico y personal.

A Antonio Pizano Carrillo, mi padre, por su apoyo incondicional y por haber sido un pilar fundamental en mi vida. Su constante respaldo en cada paso que he dado me ha forjado en el hombre que soy hoy. Su ejemplo de esfuerzo y dedicación ha sido una inspiración invaluable.

A Ana Karen Pizano Custodio mi querida hermana, cuya guía, apoyo incondicional y presencia constante han sido un refugio en mi vida. Sus enseñanzas y su confianza en mí han sido una fuente de fortaleza en este camino.

A Trinidad Custodio Espinoza, mi madre, cuyo amor eterno y entrega incansable han sido mi mayor inspiración. Su ejemplo de sacrificio y dedicación me ha impulsado a buscar siempre la excelencia y a ser la mejor versión de mí mismo.

A Marco Antonio Martínez Bocanegra, asesor en ITSUR, por su invaluable orientación y mentoría. Su confianza en mis capacidades han sido determinantes en mi crecimiento profesional y personal.

Finalmente, a Mariano Braulio Sánchez, jefe de la división de la carrera de Sistemas Automotrices, y a los distinguidos profesores del ITSUR: Rogelio Orozco Martínez, Pedro Durán Reséndiz, Miguel Ángel López Durán, así como al resto de la Academia de Ingeniería en Sistemas Automotrices, por su apoyo constante, sus enseñanzas y su dedicación a la formación de profesionales íntegros.

A mis verdaderos amigos, quienes han estado a mi lado en los momentos de triunfo y en los de dificultad, brindándome su compañía, aliento y amistad sincera.

A todos ustedes, mi más profundo y eterno agradecimiento. Su contribución ha sido esencial en este viaje y siempre guardaré en mi corazón la huella imborrable que han dejado en mi vida. Gracias por creer en mí y por ser parte de este logro.

Dedicatoria

A mi amada familia, quienes han sido el pilar inquebrantable en mi vida y la razón por la cual hoy alcanzo esta meta. Su amor, apoyo incondicional y sacrificios han sido la fuerza que me ha impulsado a seguir adelante, incluso en los momentos más difíciles. Gracias a ustedes, he comprendido que la disciplina es el compromiso con los propios sueños y que el esfuerzo constante es el único camino hacia la excelencia. Este logro no es solo mío, sino también de ustedes, porque sin su guía, enseñanzas y confianza en mí, nada de esto habría sido posible.

Índice general

Capítulo 1	13
Introducción.	13
Capítulo 2	16
Marco teórico (Antecedentes).	16
2.1. Dedo en garra	16
2.2. Estadios (clasificación de dedo de garra)	17
2.3. ¿Por qué se desarrollan los dedos en garra?	18
2.4. Diabetes (enfocado al dedo en garra).....	19
2.6. Anatomía del pie	25
2.6.4. Anatomía de los tendones del pie.....	28
2.6.5. Anatomía de los músculos del pie	30
2.7. Articulaciones del pie	32
2.8. Método de elementos finitos	32
Capítulo 3	34
Planteamiento del problema	34
3.1. Identificación.....	34
3.2. Justificación.....	34
3.3. Alcance. El proyecto.....	35
Capítulo 4	36
Objetivos	36
4.1. Objetivo general.....	36
4.2. Objetivos específicos	36

Capítulo 5	37
Metodología	37
5.1 Búsqueda de información	37
5.2 Generación CAD de los tejidos del modelo de pie.....	37
5.2.1. Escaneo TAC.....	37
5.2.2. Escaneo IMR	38
5.3. Escaneo del pie.....	38
5.4. Ensamblaje del modelo en la fase de despegue	43
5.5. Mallado de geometrías	44
5.6. Definición de las condiciones de contorno y cargas en el modelo de pie	45
5.7. Caracterización mecánica de los tejidos del modelo	48
5.8. Modelo en fase de despegue.....	48
5.9. Fuerzas en músculos y tendones.	49
Capítulo 6	51
Resultados	51
6.1. Geometrías del modelo de pie.....	51
6.2. Presión plantar del modelo de pie.....	53
Capítulo 7	55
Análisis de Resultados.....	55
Capítulo 8	59
Conclusiones y trabajo a futuro.....	59
Conclusión	59
Trabajos a futuro.....	61
Referencias bibliográficas	63

índice de figuras

Figura 1. Dedo en garra.	17
Figura 2. Artroplastia de dedo.	22
Figura 3. Artrodesis del dedo.	23
Figura 4. Transferencia de flexores.	25
Figura 5. Anatomía del pie.	27
Figura 6. Tendones del pie.	29
Figura 7. Músculos del pie.	31
Figura 8. Escaneo del pie.	38
Figura 9. Selección de geometrías del pie.	39
Figura 10. Creación de las geometrías del pie.	40
Figura 11. Geometrías creadas del pie.	40
Figura 12. Exportación de geometrías del pie.	41
Figura 13. Importación de geometrías del pie.	41
Figura 14. Geometría del pie.	42
Figura 15. Parte cortical del hueso calcáneo.	42
Figura 17. Vistas de la malla del modelo de pie.	44
Figura 18. Pie en fase de marcha.	49
Figura 19. Geometría completa del pie.	51
Figura 20. Geometría del pie.	52
Figura 21. Esfuerzo máximo principal.	53
Figura 22. CPRESS.	54
Figura 23. Curva de porcentaje de la fase vs porcentaje de peso corporal.	56
Figura 24. Fases de despegue del pie.	56

índice de tablas

Tabla 1. Fuerza de los músculos.....	45
Tabla 2. Propiedades mecánicas de tejidos del pie.	45
Tabla 3. Materiales y tipo de elemento.....	46
Tabla 4. Materiales de modelo.	46
Tabla 6. Propiedades de los materiales y tipos de elementos utilizados para cada componente del modelo EF.....	47
Tabla 7. Fuerzas musculares.	50
Tabla 8. Esfuerzos (MPa).....	58

Capítulo 1

Introducción.

El "dedo en garra" es una deformidad en la cual uno o más dedos de los pies se doblan de manera anormal en las articulaciones, adoptando una forma que recuerda a una garra. Esta condición afecta significativamente las articulaciones interfalángicas proximal y distal, haciendo que el dedo se curve hacia abajo. Puede ser causado por factores como el uso de calzado inadecuado, desequilibrios musculares, artritis, diabetes o problemas neurológicos. Los síntomas pueden incluir dolor, dificultad para caminar y callosidades en las áreas afectadas. El tratamiento puede variar desde el uso de calzado especializado y ortesis hasta intervenciones quirúrgicas en casos severos.

En personas con diabetes, el dedo en garra es una complicación frecuente debido a los efectos que la enfermedad tiene sobre los nervios y los músculos del pie. La neuropatía diabética (daño a los nervios por niveles elevados de glucosa en sangre) puede causar debilidad o desequilibrio en los músculos pequeños del pie, lo que lleva a que algunos músculos se tensan de más y otros se debilitan. Este desequilibrio muscular causa que los dedos se curvan en forma de garra.

Algunos problemas asociados al dedo en garra en personas con diabetes son:

- Disminución de la sensibilidad: La neuropatía también reduce la capacidad de sentir dolor o presión en los pies, lo que puede llevar a que una persona no note pequeñas heridas o áreas de fricción que se agravan con el tiempo.
- Mayor riesgo de úlceras y heridas: Debido a la deformidad del dedo, los zapatos pueden rozar áreas anormales del pie, generando fricción. Como la diabetes afecta la cicatrización de heridas, las personas son más propensas a desarrollar úlceras o infecciones en las articulaciones y zonas donde el dedo se curva.

- Dificultad para caminar: La deformidad del dedo en garra puede alterar la biomecánica del pie, provocando dolor al caminar y limitando la movilidad. Esto puede llevar a una menor actividad física y un empeoramiento de los problemas metabólicos.
- Riesgo de amputación: Si las úlceras o infecciones no se tratan adecuadamente, pueden progresar a problemas más graves que, en casos extremos, requieren amputación.

El análisis de métodos finitos (MEF) es una herramienta matemática y computacional fundamental para resolver problemas complejos en ingeniería y biomecánica, como aquellos relacionados con deformidades del pie como el dedo en garra. En esta patología, el análisis numérico permite estudiar de manera precisa cómo las fuerzas y tensiones se distribuyen en los huesos, articulaciones, músculos, tendones y tejido adiposo (piel), lo que es crucial para comprender y tratar la deformidad.

La capacidad de realizar un análisis numérico detallado tiene un impacto directo en la práctica clínica. Permite a los médicos y cirujanos:

- Personalizar tratamientos basados en la biomecánica individual.
- Reduzca los riesgos de errores en procedimientos invasivos.
- Mejorar la calidad de vida del paciente al proporcionar soluciones más efectivas y cómodas.

En resumen, el análisis numérico a través de métodos finitos es crucial para avanzar en la comprensión de la biomecánica del dedo en garra, y permite desarrollar tratamientos más efectivos, seguros y personalizados. Esto es especialmente relevante en pacientes con condiciones complejas como la diabetes, donde las intervenciones oportunas y precisas son vitales para prevenir complicaciones graves [1]. El objetivo del presente proyecto es crear un modelo CAD de un pie para

el análisis de la patología de dedo en garra y con ello generar conocimiento que ayude a los médicos especialistas encargados del cuidado de los pies en la toma de decisión a la hora de seleccionar el tratamiento más adecuado para la corrección de la patología.

Algunas limitaciones del proyecto son:

Equipo de cómputo. Debido a que no se cuenta con equipo de cómputo de alto desempeño, por lo que el procesamiento del modelo es demasiado tardado, incluyendo la convergencia del modelo.

Tiempo. Al tener modelos con cientos de miles de elementos la solución de las ecuaciones es muy tardadas.

Transmisión ineficiente en las cargas en los tejidos internos en el modelo. Durante el proceso de mallado en todos los tejidos en contacto se genera una malla con nodos compartidos generando uniones entre los tejidos adyacentes, por lo que la transmisión de cargas no es la adecuada.

Capítulo 2

Marco teórico (Antecedentes).

Documentos antiguos y textos médicos como los de Hipócrates ya mencionaban deformidades en los pies, aunque no se referían específicamente al dedo en garra estas condiciones han sido reconocidas desde tiempos remotos.

A lo largo de la edad media y el renacimiento se empezaron a estudiar más a fondo las deformidades del pie, con la llegada de la anatomía moderna los médicos comenzaron a entender mejor la biomecánica y las causas subyacentes de condiciones como el dedo en garra [2].

2.1. Dedo en garra

El dedo en garra es el resultado de un desequilibrio de la musculatura extrínseca fuerte y la intrínseca débil. Con la falange proximal (FP) en la posición neutral, el extensor digitorum longus (EDL) extiende las AIFP (*Arthritis Inflammatoria Pedis*) y AIFD (*Arthritis Inflammatoria Digitorum*), mientras que el flexor digitorum longus (FDL) flexiona la AMF (*Anomalia Morphologica Pedis*). Cuando la falange proximal se extiende, el EDL (Extensor Digitorum Longus) pierde su efecto de tenodesis, lo que permite que la AIFP y la AIFD se flexionen sin oposición del flexor largo (ver Figura 1). Los únicos extensores que contrarrestan las articulaciones interfalángicas AIF (*Arthritis Inflammatoria Fusiformis*) son los lumbricales e interóseos, pero estos son débiles y fácilmente superados por los músculos extrínsecos. Los intrínsecos están fuera del eje debido a la extensión de la AMF, que junto con la atenuación de los estabilizadores pasivos (placa plantar, ligamentos colaterales, cápsula articular), se conduce a la hiperextensión de la FP (*Fascia Plantaris*), descrita por Coughlin y Mann como la clave de estas deformidades [3].

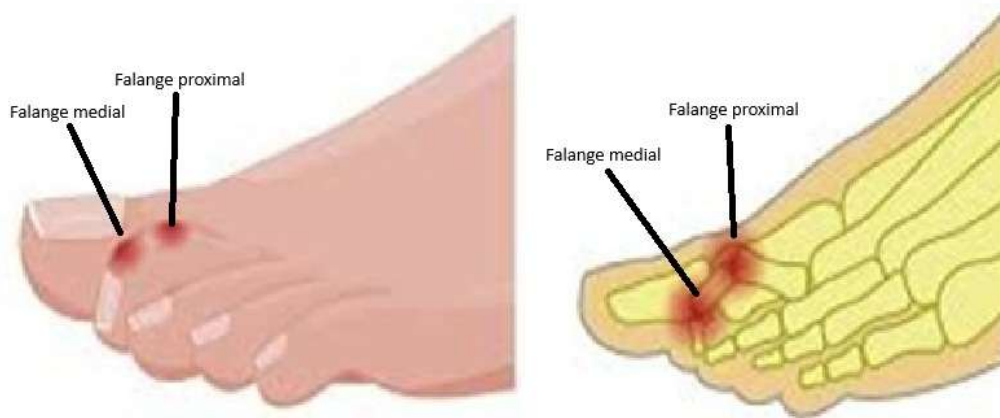


Figura 1. Dedo en garra.

2.2. Estadios (clasificación de dedo de garra)

El dedo en garra se clasifica en dos categorías: “flexible” o “rígido”, según la gravedad y la progresión de la afección. El “dedo en garra flexible” se refiere a las etapas tempranas en las que, como el nombre sugiere, los dedos aún tienen flexibilidad en la articulación. Para el dedo en garra flexible, la American Academy of Orthopedic Surgeons([link opens in new window](#)) (contenido en inglés), junto con la American Orthopedic Foot and Ankle Society ([link opens in new window](#)) (contenido en inglés), ofrecen las siguientes sugerencias para ayudar a corregir el desequilibrio:

- Sigue las indicaciones de tu médico y usa un cabestrillo o cinta médica para reposicionar los dedos del pie.
- Evitar usar zapatos con tacones más altos que 2 pulgadas (5 cm).

- Usa calzado blando con mucho espacio para los dedos.
- Ejercita los dedos del pie. Para ello, utilízalos con el fin de levantar objetos pequeños, como canicas o una toalla arrugada.

El “dedo en garra rígido” se refiere las etapas tardías, en las que los dedos se fijan en esta posición anormal. A medida que los tendones se tensan y la deformidad se fija, hay menos opciones disponibles para corregirlos. Los tratamientos no quirúrgicos se orientan más al control del dolor que a la corrección [4].

2.3. ¿Por qué se desarrollan los dedos en garra?

Los dedos en martillo o en garra pueden tener su origen en alteraciones biomecánicas, congénitas o adquiridas y neurológicas.

- Desequilibrio muscular intrínseco.
- Afecciones neuromusculares.
- Diabetes.
- Enfermedades discales en columna lumbar.
- Horma estrecha y /o zapato de tacón.
- Rotura de la placa plantar.
- Hallux Abductus valgus (Juanete).
- Metatarsianos excesivamente largos.
- Artropatías congénitas o inflamatorias.

Las alteraciones biomecánicas del pie son las causas más habituales de esta patología en la que los dedos de los pies aparecen encogidos.

2.4. Diabetes (enfocado al dedo en garra)

A continuación, se muestra algunas alternativas o soluciones para el manejo del dedo en garra en personas con diabetes:

- Uso de calzado adecuado con espacio suficiente para evitar la presión sobre los dedos.
- Aplicación de plantillas ortopédicas para redistribuir la presión en el pie.
- Rehabilitación física para fortalecer los músculos del pie.
- En casos graves, puede ser necesaria la cirugía para corregir la deformidad.

Es fundamental que las personas con diabetes mantengan un control cuidadoso de sus pies y revisen periódicamente cualquier cambio para prevenir complicaciones.

2.5. Tratamientos para la corrección de la patología de dedo en garra

A partir de los años 1900 se empezó a desarrollar tratamientos específicos incluyendo ortesis, fisioterapia y en casos severos cirugía.

El objetivo es corregir la deformidad o reducir sus efectos, mejorando la función del pie. En términos generales, los objetivos clave son:

- Restaurar la alineación del dedo: corregir o mejorar la posición del dedo afectado para evitar que siga empeorando.
- Prevenir complicaciones: minimizar el riesgo de desarrollar callosidades, úlceras o infecciones, especialmente en pacientes con diabetes o neuropatía.
- Mejorar la movilidad y función del pie: facilitar un caminar más natural y evitar limitaciones en la actividad diaria del paciente.

- Evitar la progresión de la deformidad: implementar tratamientos o medidas preventivas para que el problema no se agrave con el tiempo.
- Optimizar la biomecánica del pie: mejorar la distribución de cargas y tensiones para evitar el daño en otras partes del pie.

2.5.1. Tratamientos conservadores

La causa más común de los dedos en garra o en martillo es el uso de calzado inadecuado. Zapatos demasiado apretados tensan los músculos de los dedos y acortan los tendones. Estos problemas son más frecuentes en mujeres que usan zapatos con puntas estrechas o tacones altos. Otras posibles causas incluyen factores congénitos, diabetes, artritis reumatoide, accidentes cerebrovasculares y lesiones en el pie o tobillo.

Para prevenir la aparición o el agravamiento de las deformaciones en los dedos del pie recomendamos:

- **Calzado adecuado:** utilizar zapatos amplios, cómodos y que sujeten bien el pie.
- **Evitar zapatos con puntas estrechas:** estos zapatos tienden a causar más deformaciones.
- **Ejercicios de flexibilidad:** realizar ejercicios que mejoren la flexibilidad y relajen la fascia del pie.
- **Prótesis de silicona personalizadas:** para evitar el roce en caso de fricción o callos.
- **Plantillas personalizadas:** ayudan a mantener una correcta alineación del pie [5].

2.5.2. Tratamientos quirúrgicos

Los tratamientos quirúrgicos se utilizan cuando el dedo de garra es rígido y genera dolor e incomodidad, siendo la última alternativa la operación y realineación de las articulaciones involucradas en la deformidad.

Los procedimientos más empleados actualmente son los siguientes:

2.5.2.1. Artroplastia del dedo del pie

Los cirujanos suelen utilizar la resección de la cabeza falángica para corregir los dedos del pie en martillo, en garra y en maza. En este procedimiento, el cirujano extirpa parte de uno de los huesos del dedo del pie, la cabeza falángica, para que el dedo del pie quede plano. Los tendones afectados se cortan y luego se vuelven a unir para adaptarse a la nueva posición correcta del dedo del pie (ver Figura 2). Un alambre o cinta adhesiva sujeta el dedo del pie enderezado en su lugar hasta que haya sanado.

Una variación de esta cirugía se llama artroplastia de implante. Utiliza un implante hecho de un material como la silicona para reemplazar el segmento óseo extraído.

La mayoría de las personas se someten a esta cirugía como paciente ambulatorio, por lo que probablemente no tendrá que pasar una noche fuera de casa. Pero otras cosas, como su salud en general, pueden requerir una estadía en el hospital [6].



Figura 2. Artroplastia de dedo.

2.5.2.2. Artrodesis

La artrodesis del dedo del pie es un procedimiento quirúrgico que se caracteriza por la fusión de los huesos que forman la articulación del pie, que quedará completamente inmovilizada después de la cirugía.

Se fija la falange proximal del primer dedo y el metatarsiano del primer dedo, haciendo que la articulación entre el metatarso y la falange no exista a nivel biomecánico. La cirugía de artrodesis de pie se realiza con anestesia local en un proceso ambulatorio (ver Figura 3) [7].



Figura 3. Artrodesis del dedo.

Las articulaciones tardarán cuatro meses en fusionarse por completo. Posteriormente, necesitará terapia de rehabilitación con un fisioterapeuta. El dolor postoperatorio se controla totalmente con pastillas. Durante este período, se realizan terapias postoperatorias, radiografías de seguimiento y ejercicios de rehabilitación. El calzado postoperatorio se debe usar entre seis y ocho semanas hasta que los huesos se fusionen. Posteriormente, usará zapatillas deportivas durante un tiempo similar [8].

2.5.2.3. Transferencia de flexores largos de dedos

El paciente se coloca en decúbito supino con un torniquete neumático en la raíz del tobillo. Se realiza una incisión recta de 3 cm de largo en el lado del espacio interdigital más grande, desde la articulación metatarsofalángica (MTP) hasta el tercio medio de la segunda falange (P2). La posición de la incisión es dorsomedial en el segundo dedo y dorsolateral en los terceros a quinto dedos, en la unión entre la piel dorsal y plantar. Después de la incisión de la piel, se sigue la falange hacia su aspecto plantar hasta la vaina del tendón flexor. Se utiliza un bisturí para abrir la

vaina a lo largo de 10 a 15 mm. Se identifican el tendón FDL (Flexor digitorum longus) y el tendón FDB (Flexor digitorum brevis). Se tiene cuidado de obtener una buena exposición de estos dos tendones, especialmente de las dos tiras distales FDB (Flexor digitorum brevis) insertadas en los aspectos laterales del tercio medio de P2. El sistema de poleas se abre sobre la articulación MTP (Articulatio metatarsophalangea) para exponer el FDB (Flexor digitorum brevis) y el FDL (*Flexor digitorum longus*). En casos dudosos, se aplica tracción al tendón profundo para verificar que esta maniobra flexiona la DIP (Articulatio interphalangea distalis) (cuando las articulaciones PIP (Articulatio interphalangea proximalis) y MTP (Articulatio metatarsophalangea) se mantienen rectas), mientras que la tracción del tendón superficial no tiene efecto sobre el equilibrio de la articulación DIP (Articulatio interphalangea distalis). A menudo es más fácil comenzar dividiendo el tendón FDL (*Flexor digitorum longus*), en su segmento medio, sobre la articulación MTP (Articulatio metatarsophalangea). El muñón distal del FDL (*Flexor digitorum longus*), insertado en la base de P3, se prepara utilizando un punto de agarre de Kessler. Las dos tiras FDB (Flexor digitorum brevis) se separan de P2, lo que produce un muñón FDB (Flexor digitorum brevis) proximal y un muñón distal (ver Figura 4) [9].

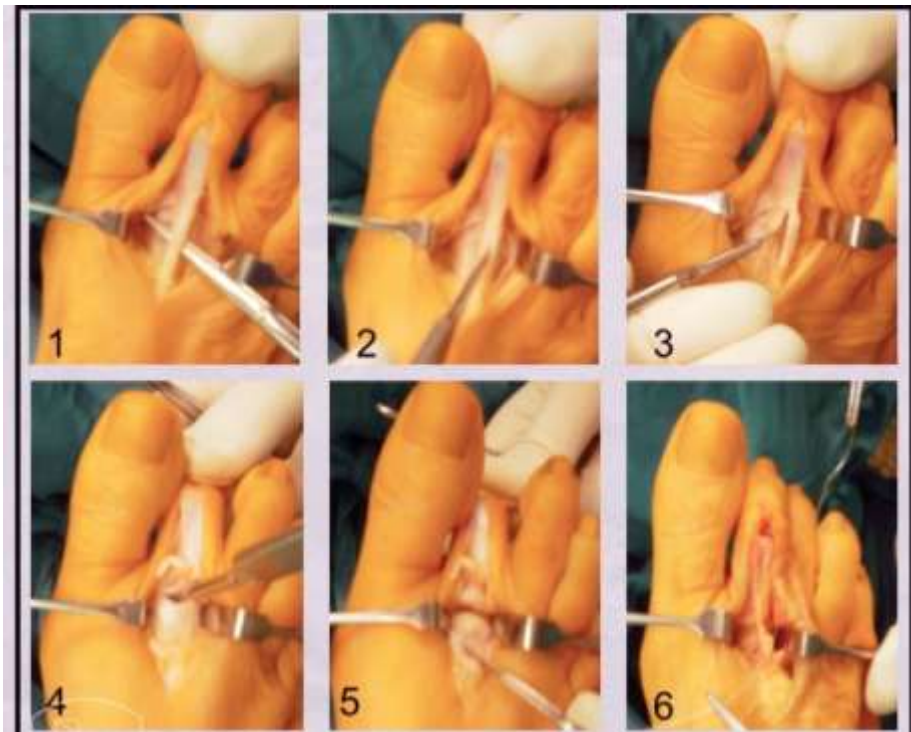


Figura 4. Transferencia de flexores.

2.6. Anatomía del pie

El pie humano es una estructura compleja y fundamental que soporta el peso del cuerpo, proporciona equilibrio y permite la locomoción. Los huesos del pie son un total de 26, los cuales están organizados en tres secciones principales: el tarso, el metatarso y las falanges (ver Figura 5). A continuación, se detallan estos huesos y su función en la anatomía del pie.

2.6.1. Tarso

El tarso es la sección posterior del pie y consta de siete huesos que forman el talón y la parte trasera del arco del pie. Estos huesos son:

- Calcáneo: También conocido como el hueso del talón, es el hueso más grande del pie y forma la base del talón. Actúa como un amortiguador al caminar y correr.
- Talus (Astrágalo): Se encuentra sobre el calcáneo y forma la parte inferior de la articulación del tobillo. Conecta el pie con la pierna a través de las articulaciones con la tibia y el peroné.
- Navicular: Ubicado delante del talus, es crucial para la estabilidad del arco del pie.
- Cuboides: Situado en el lado lateral del pie, delante del calcáneo. Proporciona estabilidad y soporte al pie lateral.

Cuneiformes (Medial, Intermedio y Lateral): Tres huesos en línea que se encuentran delante del navicular y detrás de los tres primeros metatarsianos. Ayudan a formar el arco transversal del pie

2.6.2. Metatarso

El metatarso consta de cinco huesos largos que forman la parte media del pie. Estos huesos están numerados del uno al cinco, comenzando desde el lado medial (el lado del dedo gordo del pie):

- Primer Metatarsiano: Es el más grueso y fuerte, soporta gran parte del peso corporal durante la marcha.
- Segundo Metatarsiano: Es el más largo y está más incrustado en el tarso, proporcionando estabilidad.
- Tercer Metatarsiano: Similar en tamaño y función al segundo.
- Cuarto Metatarsiano: Un poco más corto que los anteriores.
- Quinto Metatarsiano: Tiene una prominencia llamada tuberosidad que es un punto común de fractura (fractura de Jones).

2.6.3. Falanges

Las falanges son los huesos de los dedos del pie. Cada dedo del pie tiene tres falanges (proximal, media y distal), excepto el dedo gordo (Hallux), que tiene solo dos (proximal y distal):

- Falange Proximal: La más cercana al metatarso.
- Falange Media: Situada entre la proximal y la distal (ausente en el dedo gordo).
- Falange Distal: La más lejana del metatarso [10].



Figura 5. Anatomía del pie.

2.6.4. Anatomía de los tendones del pie

La función primaria de los tendones es transmitir el movimiento de forma pasiva de un músculo en contracción a un hueso o fascia. Están compuestos de fibras de colágeno, elastina y reticulina que les confieren resistencia, elasticidad y volumen. Las fibras de colágeno dominan la composición del tendón, son onduladas y están orientadas de forma paralela; bajo tensión se estiran a favor de la dirección de la carga y, cuando la carga disminuye, dichas propiedades elásticas facilitan la reorientación de las fibras. Los tendones del tobillo son trece y todos, a excepción del tendón de Aquiles, tienen una dirección vertical a nivel del tercio distal de la pierna, la cual cambia en el pie a horizontal creando así un sistema de poleas. Los recubrimientos de sinovial tienen dos localizaciones estratégicas, la primera en los sitios de mayor fricción y la otra en los sitios donde existe un cambio de dirección del tendón; el líquido sinovial facilita el deslizamiento. El estudio de los tendones requiere de una visualización tridimensional de la articulación que se logra haciendo uso de todos los planos. Los planos coroneales y axiales son útiles para evaluar el descenso de los tendones y los planos sagitales para ver el trayecto longitudinal tanto en el tobillo como en el pie. Los tendones son flexores y extensores. Los extensores ocupan el compartimento anterior y son el tendón tibial anterior, el extensor del primer dedo y el extensor común de los dedos. Los flexores están divididos en tres compartimentos: medial, lateral y posterior. En el compartimento medial se encuentra al tendón tibial posterior, flexor común de los dedos y flexor largo del primer dedo; en el lateral al peroneo corto y largo y, por último, en el posterior se localiza el tendón de Aquiles. El tendón de Aquiles es el tendón más fuerte y grande de todo el sistema musculoesquelético. Se origina de la confluencia de los tendones de los músculos gemelos y sóleo, tiene una orientación vertical y se inserta en la parte posterior del calcáneo, carece de vaina sinovial y en su lugar le rodea tejido conjuntivo con la misma función que se denomina peritenon. En los cortes axiales se estudia la forma, tamaño, grosor e intensidad de señal, en este plano tiene forma cóncava anterior y convexa posterior, su diámetro anteroposterior se considera normal hasta 7 mm. En el plano sagital se identifica el trayecto como

una banda delgada e hipointensa que permite evaluar la extensión longitudinal del tendón y la retracción en caso de ruptura completa. Cuando la confluencia del tendón soleo es baja produce un tendón corto como variante anatómica. En el compartimento medial, de anterior a posterior en el plano axial, se localizan el tendón flexor del tibial posterior, el tendón flexor común de los dedos y el tendón flexor del primer dedo. El origen de las masas musculares de estos tendones es en la pierna, siendo para el tibial posterior a nivel de la cara posterior de los dos tercios proximales de la tibia, el peroné y de la membrana interósea, este desciende hasta formar la unión miotendinosa a unos centímetros por arriba del tobillo; el tendón se inserta en la cara medial del escafoide, cara plantar de la cuña media, calcáneo y base del segundo al cuarto metatarsiano. Es el principal estabilizador del pie y es responsable de los movimientos de inversión y del planto flexión. La masa muscular del tendón flexor común de los dedos se inicia en la cara posterior y en el tercio medio de la tibia por debajo del soleo, el tendón se inserta en la cara plantar de las falanges distales del segundo al quinto dedo, flexiona los dedos y supina el tobillo. El músculo flexor del primer dedo nace de la cara posterior de la mitad proximal de la tibia y peroné, su tendón cursa por detrás del tendón tibial posterior y del tendón (ver Figura 6) [7].



Figura 6. Tendones del pie.

2.6.5. Anatomía de los músculos del pie

Los músculos del pie se dividen en dos grandes grupos, que son los extrínsecos y los intrínsecos. Mientras los primeros tienen su origen en la pierna, los segundos se originan en el propio pie, ya sea en la zona plantar o dorsal.

2.6.5.1. Los músculos extrínsecos

Comenzamos enumerando los músculos extrínsecos que, como hemos dicho, tienen origen en la pierna y luego se unen a los huesos del propio pie. Aquí encontramos:

2.6.5.2. Músculos anteriores

Empezamos esta alineación con los músculos anteriores, que son los que están en el nervio peroneo profundo:

Músculo tibial anterior: comienza en la mitad proximal de la tibia y la membrana interósea. Se inserta en las proximidades de la articulación del tarso y el metatarso. Flexiona el pie de forma dorsal y levanta el borde medial o supinación.

Músculo extensor largo de los dedos: originado en el cóndilo lateral en tibia y peroné, es un extensor largo de los dedos.

Músculo extensor largo del dedo gordo: originado en la zona media del peroné, se inserta en el primer dígito y flexiona el dedo gordo.

2.6.5.3. Músculo peroneo anterior.

Músculos peroneos laterales: se origina en la zona proximal del peroné, y se crea bajo el anterior en el mismo hueso. Los tendones pasan por el maléolo lateral.

2.6.5.4. Músculos posteriores

Ya hemos visto cuáles son los músculos anteriores. Así pues, comenzamos con los posteriores, pues también hay un buen número de estos que están inervados por el nervio tibial en sus ramas S1 y S2:

Músculo tríceps sural: está formado el sóleo y los gemelos, que surgen en el fémur. El sóleo, por su parte, surge en las zonas proximales dorsales en tibia y peroné.

Músculo tibial posterior: este es el músculo que surge en la zona próxima a la parte posterior de la membrana interósea junto con los huesos adyacentes, dividiendo la planta en dos partes.

Músculo flexor largo del dedo gordo: aquí presentamos un músculo de la parte posterior de la tibia, en la zona lateral, y en su vientre muscular. Es relativamente grueso y se extiende de forma distal hasta el retináculo flexor.

Músculo flexor a lo largo de los dedos del pie: finalizamos con este músculo que se expande por la zona de los dedos del pie para dotarlos de movilidad (ver Figura 7).[8]



Figura 7. Músculos del pie.

2.7. Articulaciones del pie

Adicionalmente a la articulación del tobillo, que conecta el pie con la pierna, los huesos del pie se articulan entre sí por medio de numerosas articulaciones sinoviales. Hay cuatro grupos de articulaciones del pie: Inter tarsianas, tarsometatarsianas, metatarsofalángicas e interfalángicas.

Las articulaciones Inter tarsianas están entre los huesos del tarso. Estas articulaciones son: la talocalcánea, la talocalcaneonavicular, calcaneocuboidea, cuneo navicular y las Inter cuneiformes.

Las articulaciones tarsometatarsianas son aquellas entre los huesos del tarso y el metatarso.

Las articulaciones metatarsofalángicas están entre las cabezas de los metatarsianos y las bases correspondientes de las falanges proximales.

Las articulaciones interfalángicas son aquellas entre las falanges del pie. El dedo gordo del pie tiene solo una articulación interfalángica, mientras los otros cuatro dedos tienen una articulación proximal y una distal [11].

2.8. Método de elementos finitos

Importancia del análisis numérico y de métodos finitos en el estudio del dedo en garra:

- **Modelado preciso de la anatomía:** El método de elementos finitos (FEM, por sus siglas en inglés) permite crear un modelo tridimensional detallado del pie, incluyendo huesos, ligamentos, músculos y tejidos blandos. Esto ayuda a representar con precisión la anatomía de una persona con dedo en garra, lo que es clave para personalizar los tratamientos.
- **Simulación de fuerzas biomecánicas:** Al utilizar FEM, se pueden simular las fuerzas que actúan sobre el pie durante el caminar o al estar de pie. En el

caso del dedo en garra, estas simulaciones permiten identificar las áreas de alta presión o tensión anormal que pueden contribuir a la progresión de la deformidad o al desarrollo de úlceras en personas con diabetes.

- **Evaluación de tratamientos:** Los análisis numéricos permiten evaluar diferentes intervenciones, como el uso de ortesis, plantillas o incluso procedimientos quirúrgicos, simulando cómo estas estrategias podrían alterar la distribución de fuerzas en el pie y mejorar la alineación de los dedos. Esto ayuda a optimizar los tratamientos y predecir sus resultados antes de aplicarlos en el paciente.
- **Prevención de complicaciones:** En personas con diabetes, donde el riesgo de ulceraciones o amputaciones es alto, el análisis de métodos finitos permite identificar las zonas del pie que están en mayor riesgo debido a la deformidad. Esto ayuda a diseñar intervenciones preventivas, como el calzado personalizado, antes de que las complicaciones se presenten.
- **Optimización del diseño de dispositivos ortopédicos:** FEM se puede utilizar para mejorar el diseño de dispositivos ortopédicos, como plantillas o soportes para el pie, de manera que se adaptan mejor a la anatomía del paciente y minimizan las presiones que causan dolor o complicaciones.

Capítulo 3

Planteamiento del problema

3.1. Identificación. Dentro de las patologías en extremidades inferiores, específicamente en dedos, la deformidad de dedo en garra es un problema recurrente que aqueja a la población en México. Esta condición de origen multifactorial puede causar desde queratosis en la zona afectada, deformidad en dedos, dolor en las articulaciones afectadas, alteraciones en la marcha, y en personas con diabetes mellitus aumenta la probabilidad de desarrollar úlceras plantares y si estas no son tratadas adecuadamente desarrollan una infección que lleva la amputación del dedo. El presente proyecto se enfoca en la generación de un modelo tridimensional de un pie en la fase de despegue para el análisis de la patología de dedo en garra. El objetivo de este modelo es generar conocimiento para que los médicos encargados de los cuidados del pie en la toma de decisión a la hora de seleccionar el tratamiento quirúrgico más adecuado para cada paciente. Este proyecto será realizado en el periodo de agosto a diciembre del año 2024 la mayor parte estará enfocada a crear un modelo de elementos finitos capaz de simular la patología de dedo en garra.

3.2. Justificación. En México es muy común la amputación y deformidad de dedo en garra en personas aumenta la probabilidad y suele pasar en casos con diabetes mellitus. Esta deformidad implica una flexión excesiva de las articulaciones de los dedos, lo que puede causar dolor, dificultad para caminar y un mayor riesgo de úlceras y amputaciones si no se trata adecuadamente. El tratamiento de la deformidad de dedo en garra en pacientes con diabetes requiere un enfoque multidisciplinario, que incluya endocrinólogos, podólogos, fisioterapeutas y cirujanos ortopédicos. Una intervención temprana y un manejo integral son claves para evitar complicaciones graves, incluidas las amputaciones. El motivo del presente proyecto es desarrollar un modelo tridimensional del pie para analizar

diversas patología y procedimientos quirúrgicos como lo es el dedo en garra y las alternativas quirúrgicas para su corrección.

- 3.3. Alcance.** El proyecto abarcara hasta la creación y análisis del modelo CAD del pie que incluye la modelación de huesos, tendones, articulaciones, y piel. Y caracterizando la fase de despegue del pie, esto debido a que en esta posición se concentra todo el peso de la persona y cargas dinámicas en los dedos por lo que puede considerarse como una posición de análisis crítica.

Capítulo 4

Objetivos

4.1. Objetivo general

Generar un modelo de elementos finitos de un pie para el análisis de la patología de dedo en garra.

4.2. Objetivos específicos

- Generación de un modelo CAD de un pie.
- Caracterización mecánica de los tejidos del modelo del pie.
- Selección de las cargas para algunos tejidos en la fase de despegue del modelo.
- Análisis de resultados.
- Validación del modelo.

Capítulo 5

Metodología

El proyecto se realizó en las instalaciones del Instituto Tecnológico Superior del Sur de Guanajuato que es una institución universitaria ubicada en Uriangato, Guanajuato que ofrece varias carreras de ingeniería y fomenta a que sus alumnos logren ser unos ingenieros de calidad proporcionándoles conocimiento y habilidades

se realizó un modelo CAD de un pie en la fase de despegue para el análisis de su patología de dedo en garra la primera etapa fue investigar un poco de la patología del pie para saber de cuantas partes y capas de piel se compone su estructura para eso investigamos cuantos huesos componen el pie cuantas articulaciones tiene cuantos músculos lo conformar y sus flexores una vez investigando y recopilado toda la información necesaria procedimos a la segunda etapa que fue la construcción a modelo CAD del pie para su análisis y tomar diversas capturas para mostrar su modelo.

5.1 Búsqueda de información

La primera etapa la realizamos buscando información de páginas webs oficiales de medicina y buscando en documentos, periódicos, revistas y libros de biblioteca todo en relación con la patología del pie esto para complementar su información una vez realizado este proceso procedimos a corroborar y analizar dicha información obtenida todo esto con el fin de poder realizar un modelo lo más realista posible.

5.2 Generación CAD de los tejidos del modelo de pie

5.2.1. Escaneo TAC

El TAC (Tomografía Axial Computarizada) es un estudio médico que utiliza rayos X para obtener imágenes detalladas del interior del cuerpo. Se usa

para diagnosticar lesiones, tumores, infecciones, problemas vasculares y en este tipo de proyectos para escanear los huesos (tejidos duros).

5.2.2. Escaneo IMR

La IMR (Resonancia Magnética) es un estudio que usa campos magnéticos y ondas de radio para obtener imágenes detalladas del cuerpo, sin radiación. Sirve para diagnosticar problemas en el cerebro, músculos, articulaciones, órganos, tumores y en este tipo de proyectos para escanear los tejidos blandos.

5.3. Escaneo del pie

En esta etapa se escaneo el pie izquierdo de un masculino de 70kg aproximadamente, obteniendo un archivo del pie en los 3 planos (ver Figura 8).

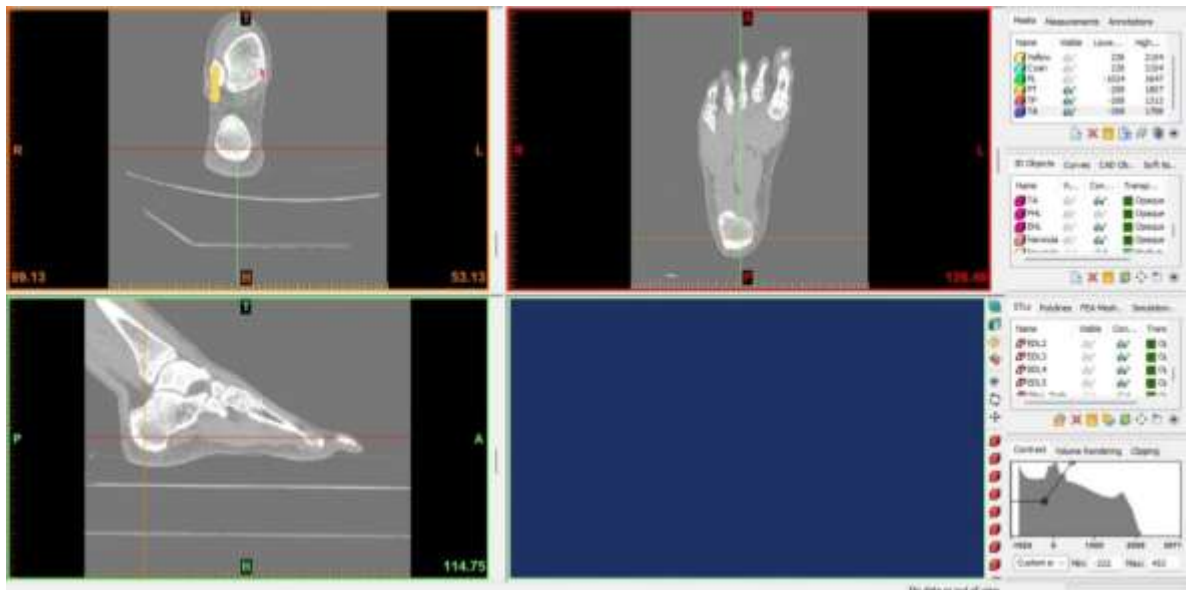


Figura 8. Escaneo del pie.

Para obtener la geometría del pie se exportaron los archivos del modelo del pie en un formato conocido como STL (Estereolitografía), cabe recalcar que el procedimiento que veremos sirve tanto para exportar todo el modelo del pie o exportar una parte específica ya sea un hueso musculo articulación etc.

Primero se abrió el archivo del modelo del pie en un software de edición medica como se puede ver la parte que está en color verde son las geométrica de los huesos que se exportaron en un archivo en formato STL para obtener el modelo 3D (ver Figura 9).

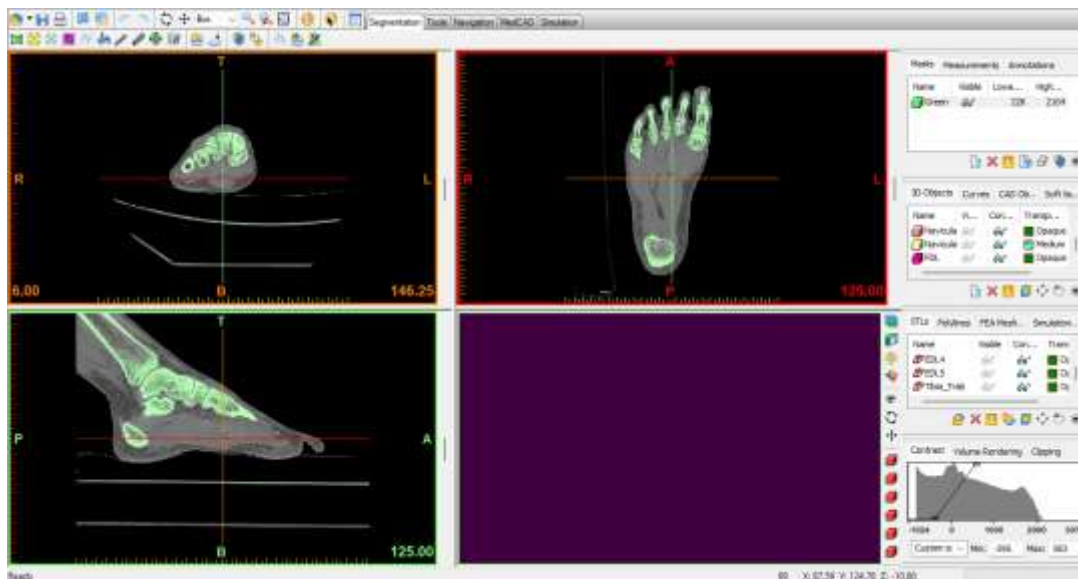


Figura 9. Selección de geometrías del pie.

Después para la obtención se le dio calculate para que así nos genere un archivo STL del modelo del pie (ver Figura 10).

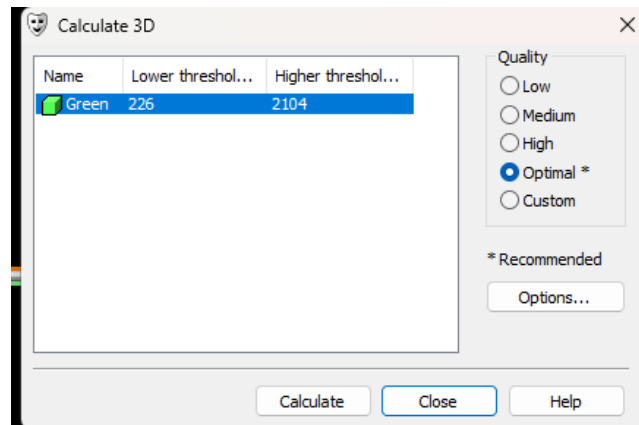


Figura 10. Creación de las geometrías del pie.

Al realizar el cálculo se generó un avance de lo que será el archivo STL de los tejidos de manera independiente (ver Figura 11).

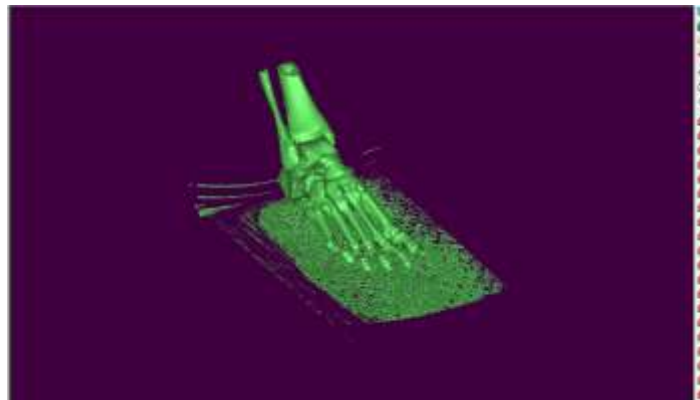


Figura 11. Geometrías creadas del pie.

Ahora solo resta exportar el archivo en STL para poder abrirlo en otro software dedicado a las geometrías 3D (ver Figura 12).

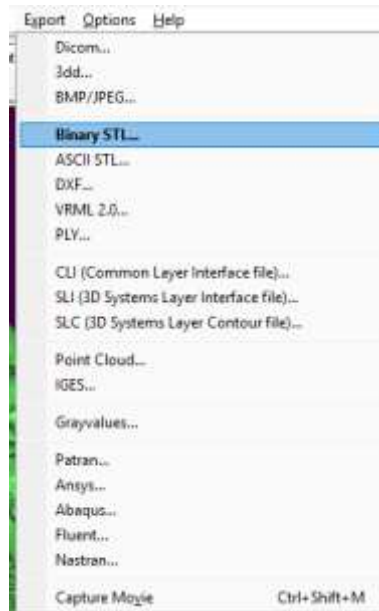


Figura 12. Exportación de geometrías del pie.

Una vez se haya exportado las geometrías solo queda abrir el archivo del pie en el software especializado para que así se muestre nuestro modelo (ver Figura 13).

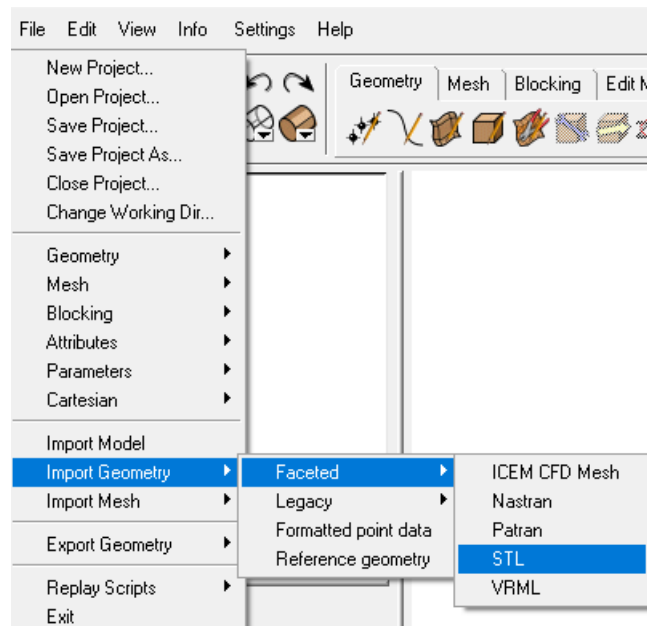


Figura 13. Importación de geometrías del pie.

Una vez se haya realizado todo el proceso se obtendrá la geometría del pie en 3D (ver Figura 14).



Figura 14. Geometría del pie.

Este archivo fue procesado en dos softwares de edición medica donde se obtuvo el modelo CAD de cada uno de los tejidos (tejido diposo-piel, músculos, tendones, cartílagos y huesos, un ejemplo de ello sería la parte cortical del hueso calcáneo (ver Figura 15).

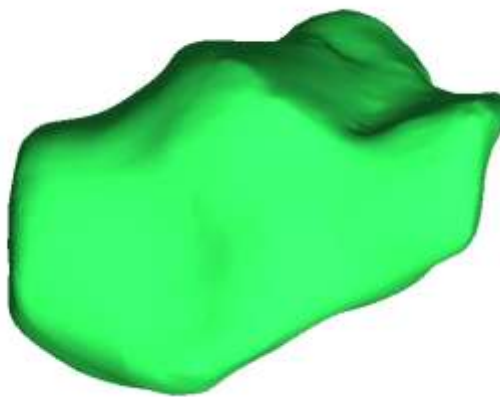


Figura 15. Parte cortical del hueso calcáneo.

5.4. Ensamblaje del modelo en la fase de despegue

Después del escaneo del pie pasamos al ensamblaje del modelo el cual se conforma de 28 huesos incluyendo parte del latibia y perone, 42 músculos y tendones, así como cartílagos, y tejido liposo (ver Figura 16).

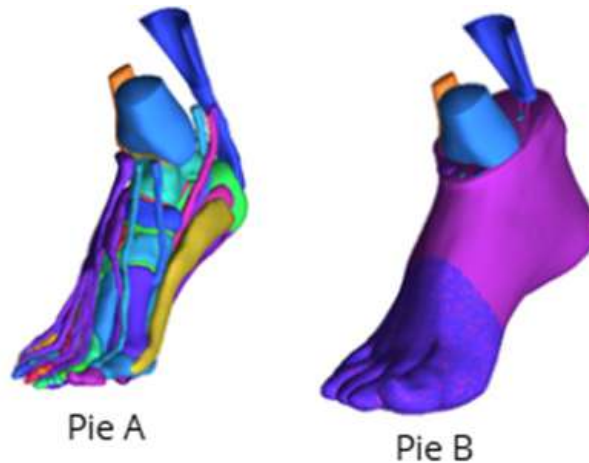


Figura 16. modelo CAD del pie. A modelo musculo esquelético B inclusión del tejido adiposo al modelo musculo esquelético.

La generación CAD de los tejidos del pie, como se evidencia en las imágenes, permite una visualización precisa y detallada de las diversas estructuras anatómicas del pie.

En la primera imagen (Pie A) se observa una segmentación detallada de los huesos, músculos, tendones y ligamentos, cada uno representado en colores distintos para una fácil identificación y análisis. Este nivel de detalle facilita el estudio individual de cada componente y su interacción con otros tejidos.

En la segunda imagen (Pie B) se muestra la parte externa del pie, visualizando la cobertura de los tejidos blandos sobre las estructuras internas. Esta vista es crucial

para entender la dinámica del pie en su totalidad, permitiendo evaluar cómo los movimientos y las fuerzas se distribuyen a través de las diferentes capas de tejido.

5.5. Mallado de geometrías

Para el mallado de geometrías se utilizó un software especializado para realizar la segmentación de todas las geometrías del modelo CAD de los archivos en formato STL. Después se continuo con los parámetros de mallado, seleccionando un tamaño de 1 mm para los huesos y partes más pequeñas del pie y 2 mm para las partes intermedias y 3 mm para las partes más grandes del modelo de pie. En la Figura 17 se puede observar las diferentes vistas del modelo donde se muestra de una mejor manera el tamaño de elemento elegido para cada uno de los tejidos. Así como la relación de aspecto de los tetraedros con la finalidad de proveer la aparición de singularidades en la simulación.

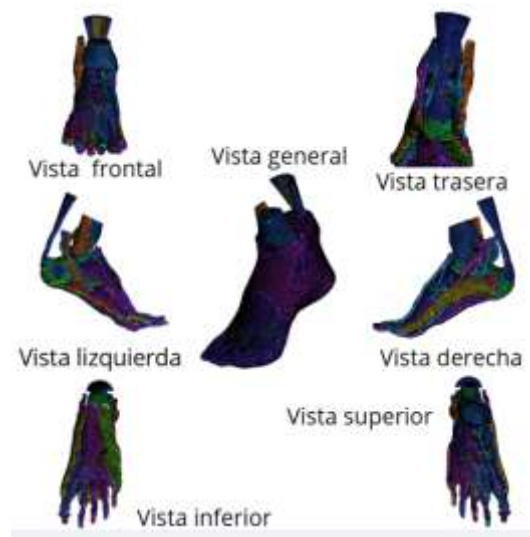


Figura 97. Vistas de la malla del modelo de pie.

5.6. Definición de las condiciones de contorno y cargas en el modelo de pie

En la siguiente tabla se muestran una recopilación de cargas usadas en los tejidos de otros modelos de pie. La información de la tabla Tabla 1 fue obtenida del artículo Role of gastrocnemius–soleus muscle in forefoot force transmission at heel rise — A 3D finite element análisis elaborada por Wen-Ming Chen.

Tabla 1. Fuerza de los músculos.

	Musculo		Fuerza muscular		Numero de Nodos
1	Gastrocnemio Sóleo	F_{AT}	100% 1620N 90% 1458N 80% 1296N 70% 1134N 60% 972N		30
2	Tibial Posterior	F_{TIBP}	100% 267N		5
3	flexor largo del dedo gordo	F_{FHL}	100% 130N		4
4	flexor largo de los dedos	F_{FDL}	100% 81N		5
5	peroneo corto	F_{PB}	100% 91N		5
6	peroneo largo	F_{PL}	100% 193N		5

La información que se muestra en la Tabla 2 proporciona algunas propiedades isotrópicas de los tejidos del modelo del pie. Esta información fue obtenida del artículo Influence of first proximal phalanx geometry on hallux valgus deformity: a finite element análisis elaborada por Enrique Morales-Orcajo.

Tabla 2. Propiedades mecánicas de tejidos del pie.

Componente	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Poisson	Tipo de Elemento
Hueso cortical	17,000	0.3	Tetraédrico
Hueso trabecular	700	0.3	Tetraédrico
Ligamentos	260	0.3	Armazón de solo tensión
Plantar Fascia	350	0.3	Armazón de solo tensión
Cartilago	10	0.4	Tetraédrico
Músculos	450	0.3	Haz
Tendones	450	0.3	Armazón de solo tensión

La información de las Tabla 3 y la Tabla 4 muestran los materiales y tipos de elementos usados en otros trabajos de investigación. Esta tabla fue obtenida del artículo: Subject-specific finite element modelling of the human foot complex during walking: sensitivity analysis of material properties, boundary and loading conditions elaborada por: Mohammad Akrami.

Tabla 3. Materiales y tipo de elemento.

Componentes	Materiales	Elementos	Módulo de Young	Poisson	Referencias
Hueso	Sólido, Linear y Elástico	Tetraédrico	7300	0.3	Nakamura et al. (1981)
Cartilago	Sólido, Linear y Elástico	Tetraédrico	1	0.4	-
Ligamento	Solo Tension	Braguero	260	0.4	-
Plantar fascia	Sólido, Linear y Elástico	Tetraédrico	350	0.4	-
Tendón de Aquiles	Sólido, Linear y Elástico	Tetraédrico	816	0.3	Chen et al. (2012)
Tejido blando encapsulado	Sólido, Linear y Elástico	Tetraédrico	1.15	0.49	-
Apoyo terrestre	Sólido, Linear y Elástico	Tetraédrico	17,000	0.1	-

Tabla 4. Materiales de modelo.

Material	Modelo	Tipo de Elemento	Módulo de Young (MPa)	Radio de Poisson	Densidad de Masa	Referencia
Suelo	Rígido	Hexaédrico	68,900	0.35	2.7	(Hibbeler, in press)
Hueso	Rígido	Tetraédrico	20,100	0.30	0.449	(Muehleman et al., 2002; Zysset et al., 1999)
Cartilago	Rígido	Tetraédrico	0.97	0.07	1.0	(Arhanasiou et al., 1998)
Pie	Hiperelástico	Tetraédrico	^a	0.49	1.0	(Pai and Ledoux, 2010)
Pie	Linear elástico	Tetraédrico	1.04	0.49	1.0	(Pai and Ledoux, 2010)
Tejido	Hiperelástico	Tetraédrico	^a	0.49	1.0	(Lemmon et al., 1997)
Tejido	Linear elástico	Tetraédrico	2.49	0.49	1.0	(Lemmon et al., 1997)
Ligamento	No Linear	Resorte discreto	^a	-	-	(Dengler, 2008; Felton, 1996; Luo et al., 1997; Mikandawise et al., 2005; Netter, 2005; Sarrafian, 1993; Schmidt, in press) ^c
Tendón	No Linear	Resorte discreto	^a	-	-	(Blanton and Biggs, 1970; Maganaris and Paul, 1999; Schechtman and Bader, 1994) ^d
Plantar Fascia	No Linear	Resorte discreto	^a	-	-	(Kitaoka et al., 1994)

La información de la Tabla 5, muestra información útil que se tomo como base para retroalimentar el modelo de elementos finitos. Esta Tabla fue obtenida del artículo Finite Element Modeling of the Foot que fue elaborada por Vara Isvilanond

Tabla 5. Propiedades de los materiales y tipos de elementos utilizados para cada componente del modelo EF.

Material	Modelo	Elemento	Coefficiente	Densidad de Masa	Referencia
Suelo	Rígido	Hexadrico	$E=68.9 \text{ GPa}^a$, $\nu=0.35$	2.7	(Hibbeler, 1997)
Hueso	Rígido	Tetraédrico	$E=20.1 \text{ GPa}^a$, $\nu=0.30$	0.449	(Muehleman et al., 2002; Zysset et al., 1999)
Piel	Hiperelástico	Tetraédrico	Normal ^b : $\mu = 0.158 \text{ kPa}$, $\alpha = 185.20$ Diabetic ^b : $\mu = 0.772 \text{ kPa}$, $\alpha = 163.56$ $\nu=0.4990$	1.142	Capítulo 5
Musculo	Hiperelástico	Tetraédrico	Normal ^b : $\mu = 0.161 \text{ kPa}$, $\alpha = 31.95$ Diabetic ^b : $\mu = 0.321 \text{ kPa}$, $\alpha = 38.04$ $\nu=0.4999$	1.047	Capítulo 5
Pie	Hiperelástico	Tetraédrico	Normal ^b : $\mu = 1.874 \text{ kPa}$, $\alpha = 8.29$ Diabetic ^b : $\mu = 0.200 \text{ kPa}$, $\alpha = 14.10$ $\nu=0.4999$	0.916	Capítulo 5
tejido blando genérico	Hiperelástico	Tetraédrico	Normal ^b : $\mu = 0.787 \text{ kPa}$, $\alpha = 21.11$ Diabetic ^b : $\mu = 0.415 \text{ kPa}$, $\alpha = 25.25$ $\nu=0.4999$	1.0	Capítulo 5
Ligamentos	No Linear	Resorte discreto	^c	n/a	(Dengler, 2008; Felton, 1996; Luo et al., 1997; Mkandawire et al., 2005; Netter, 2005; Sarrafian, 1993; Schmidt, 2009) ^d
Tendón	No Linear	Resorte discreto	^c	n/a	(Blanton and Biggs, 1970; Maganaris and Paul, 1999; Maganaris and Paul, 2002; Schechtman and Bader, 1994) ^e
Plantar	No Linear	Resorte discreto	^c	n/a	Capítulo 6

5.7. Caracterización mecánica de los tejidos del modelo

Para la caracterización mecánica de los tejidos del modelo tridimensional ocupamos saber cuál es la fórmula ya que nos sirve para predecir como los tejidos responden a las cargas y deformaciones (Ver Formula (1), y Ver Formula (2) y Ver Formula (3)).

$$U = \frac{2\mu}{\alpha^2} (\lambda_1^\alpha + \lambda_2^\alpha + \lambda_3^\alpha - 3) \quad (1)$$

$$W(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) = \sum_{m=1}^n \frac{\mu_m}{\alpha_m} (\tilde{\lambda}_1^{\alpha_m} + \tilde{\lambda}_2^{\alpha_m} + \tilde{\lambda}_3^{\alpha_m} - 3) + \frac{1}{2} K(J-1)^2 \quad (2)$$

$$\tilde{\lambda}_i = \frac{\lambda_i}{J^{1/3}} \quad (3)$$

5.8. Modelo en fase de despegue

En esta etapa procedemos a poner nuestro modelo de elementos finitos sobre una base la cual se representa como si fuera el suelo (ver Figura 18) en la figura podemos observar el pie con todos sus elementos caracterizados pero como se puede ver la piel solo abarca la parte de la planta y no completamente esto debido a que solo nos importa esa parte porque toda la fuerza y peso se está ejerciendo en esa zona, también omitimos poner el resto de piel porque esto generaría más elementos y al momento de realizar el análisis tardaría más tiempo en generarnos

un resultado por el peso de elementos del modelo. Cabe recalcar que el tener o no toda la piel caracterizada no afectara los resultados del análisis esto debido a que como mencionamos todo el peso y la fuerza recae sobre la planta del pie.



Figura 18. Pie en fase de marcha.

5.9. Fuerzas en músculos y tendones.

Para esta fase, en la Tabla 7 se muestra las fuerzas aplicadas en músculos y tendones obtenidos de otros trabajos y tomada de la tesis Finite Element Modeling of the Foot que fue realizada por Vara Isvilanonda en el año 2015 en la Universidad de Washington.

Tabla 6. Fuerzas musculares.

Fuerza (N)	Sin Sobre tracción	casos de sobre extracción						
		EHL	FHL	PL	PL+EHL	PL+FHL	EHL+FHL	EHL+FHL+PL
compresión	1303	1499	1403	1395	1591	1495	1599	1691
Aquiles	359	359	359	359	359	359	359	359
PL	4	4	4	96	96	96	4	96
PB	5	5	5	5	5	5	5	5
FHL	4	4	104	4	4	104	104	104
EHL	4	200	4	4	200	4	200	200
TA	38	38	38	38	38	38	38	38
TP	39	39	39	39	39	39	39	39
FDL	6	6	6	6	6	6	6	6
Total GRF	844	844	844	844	844	844	844	844

Capítulo 6

Resultados

6.1. Geometrías del modelo de pie

Se logró obtener un modelo CAD tridimensional detallado del pie derecho de un paciente de aproximadamente 70 kg, a partir de un escaneo en los tres planos. Mediante el uso de software de edición médica, se exportaron las geometrías en formato STL, lo que permitió segmentar estructuras específicas como huesos, músculos, tendones y cartílagos. Posteriormente, estos modelos fueron procesados en dos programas especializados: uno para la creación de las geometrías STL y otro para su representación en CAD. Como resultado, se obtuvo una representación precisa de cada tejido del pie, demostrando la eficacia del proceso para generar modelos anatómicos digitales con aplicaciones en medicina e ingeniería biomédica (ver Figura 19 y Figura 20).

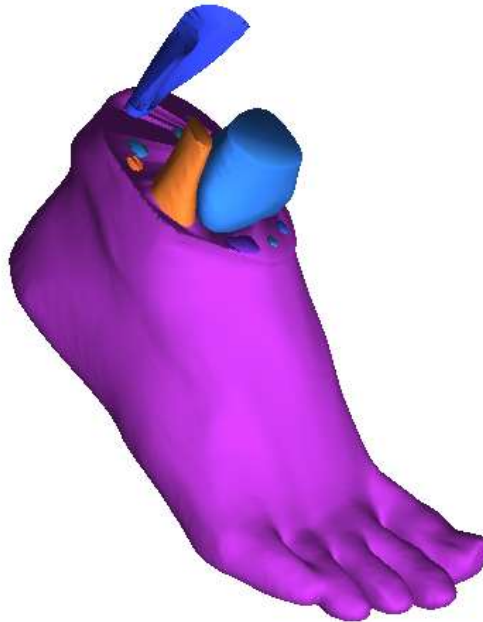


Figura 19. Geometría completa del pie.

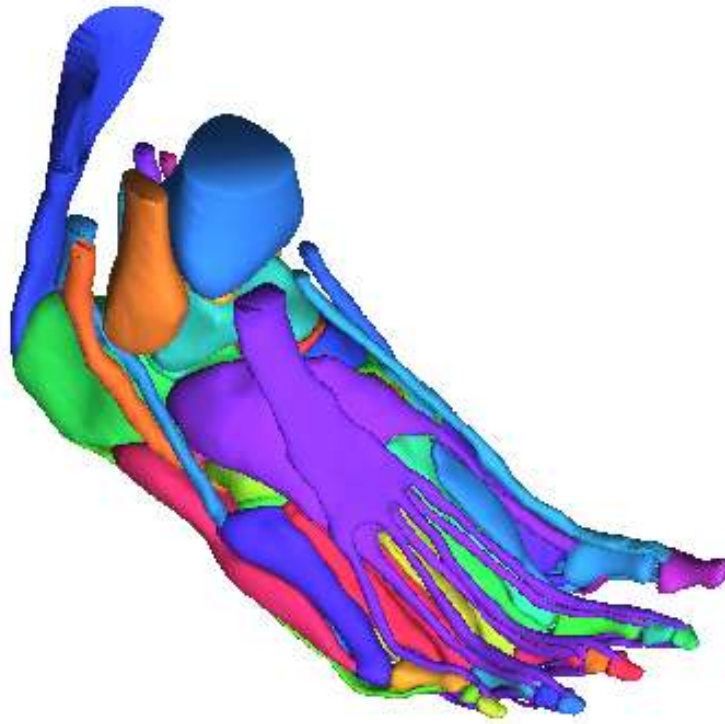


Figura 20. Geometría del pie.

6.2. Presión plantar del modelo de pie

En la siguiente imagen se muestra el comportamiento del pie. Como se puede ver en las imágenes (ver Figura 21, y Figura 22,) se observa la presión plantar del pie con su respectiva escala de presiones en distintos colores. La leyenda que se muestra utiliza un rango de colores para representar diferentes valores de presión y esfuerzo (Esfuerzo máximo principal, y CPRESS). Aquí está el desglose:

- **Colores más cálidos (rojo, naranja):** Indican valores altos lo que significa que esas áreas están sometidas a mayores tensiones. Si los valores en estas áreas exceden el límite de fluencia del material, podría producirse deformación o fallo.
- **Colores más fríos (verde, azul):** Representan valores bajos, donde el material está menos exigido y no hay riesgo de fallo.

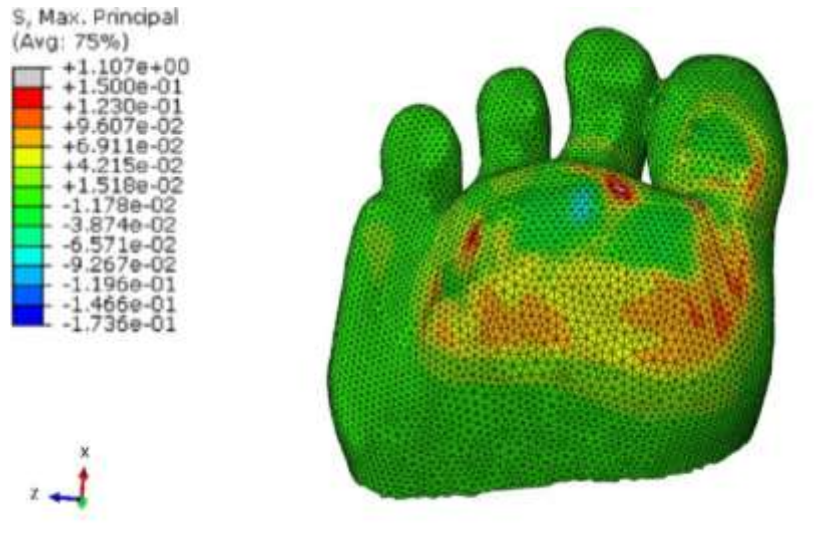


Figura 21. Esfuerzo máximo principal.

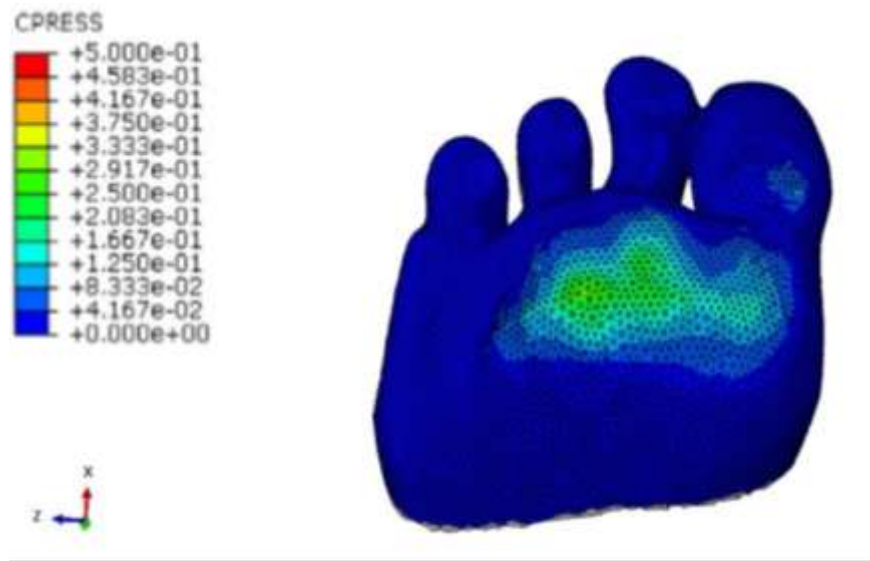


Figura 22. CPRESS.

Capítulo 7

Análisis de Resultados

El proceso de escaneo y modelado del pie permitió obtener una representación tridimensional detallada, lo que facilitó la segmentación de sus diferentes estructuras anatómicas. A través del software de edición médica, se logró aislar y exportar las geometrías en formato STL, permitiendo identificar con precisión los huesos, músculos, tendones y cartílagos.

Las imágenes obtenidas muestran claramente la diferenciación de los tejidos en el modelo 3D. En la primera imagen (Ver Figura 19), se observa la estructura externa del pie con algunos elementos internos resaltados, mientras que en la segunda imagen (Ver Figura 20) se evidencia la segmentación detallada de los distintos componentes anatómicos, lo que confirma la correcta separación de cada tejido en el proceso de digitalización.

El uso de dos programas especializados permitió asegurar una transición eficiente entre la generación de geometrías STL y su conversión a un modelo CAD, asegurando fidelidad en la representación anatómica. Esto demuestra la efectividad del método empleado para la obtención de modelos anatómicos precisos, los cuales pueden ser utilizados en diversas aplicaciones médicas, tales como planificación quirúrgica, estudios biomecánicos y desarrollo de prótesis personalizadas.

Para el análisis del comportamiento obtenido en el modelo de pie se comparó los resultados de la tesis de doctorado de Vara Isvilanonda, donde se pueden observar los resultados y conclusiones en su trabajo de investigación titulado *Finite Element Modeling of the Foot* , que puede ser consultado en la sección del capítulo 7.

Vara Isvilanonda utilizó una persona de 43 años con una masa corporal de 945 N que es lo equivalente a 96.3 kilogramos (ver Figura 23).

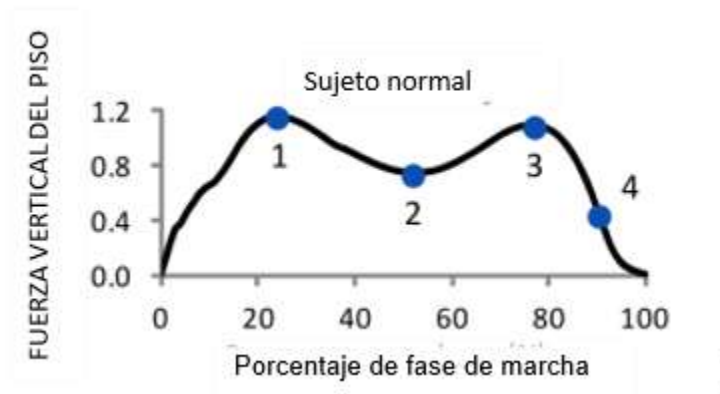


Figura 23. Curva de porcentaje de la fase vs porcentaje de peso corporal.

En su gráfica ella utilizó el 100% de la masa corporal es decir utilizó los 96.3 kilogramos de la persona (ver Figura 24).

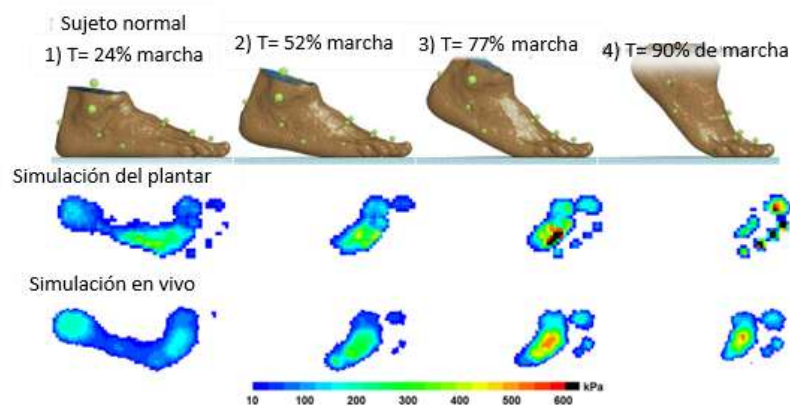


Figura 24. Fases de despegue del pie.

Los resultados que ella obtuvo fueron que la persona de 43 años con una masa corporal de 96.3 kilogramos en su fase de apoyo del 78% al 81% obtuvo un resultado de 431 kPa a 454 kPa en su presión de contacto.

Para nuestros resultados procedimos a realizar una simulación del pie en la fase de despegue (ver Figura 18) para esto nos basamos en una persona de 70 kilogramos.

Para el análisis simulamos el pie en una fase donde el peso corporal de la persona este sobre el antepié para esto aplicamos el 100% del peso corporal de la persona la cual nos arrojó un resultado de 3.3333×10^{-1} MPa.

La diferencia de resultados fue de 0.1 aprox. ya que Vara Isvilanonda utilizo una persona con un peso corporal de 96.3kg mientras que nosotros utilizamos una persona con un peso corporal de 70kg. Y como primera aproximación utilizamos las cargas en músculos y tendones en una fase de apoyo completo y no en una fase de despegue por lo cual esto es otra limitación de la simulación y esto debido a que no se encontraron en la literatura las magnitudes de cargas en esa fase.

Para el análisis y comparativa del Esfuerzo máximo principal en la piel comparamos los resultados con un artículo científico llamado Mechanical characteristics of diabetic and non-diabetic plantar skin elaborado por Sarah R. Crossland [13] (ver Tabla 8).

En su artículo tomo la muestra de 6 porciones (provetas) de piel de la planta del pie para someterlos a esfuerzo para ver hasta cuando hay una ruptura en la piel.

Tabla 7. Esfuerzos (MPa).

esfuerzo	transición	0.05	0.03	0.05	0.04	0.07	0.02
(MPa)		[0.01]	[0.01]	[0.01]	[0.01]	[0.01]	[0.01]
	rendimiento	0.08	0.06	0.09	0.07	0.12	0.03
		[0.02]	[0.03]	[0.02]	[0.02]	[0.02]	[0.02]
	máximo	0.17	0.17	0.17	0.15	0.27	0.07
		[0.05]	[0.07]	[0.04]	[0.04]	[0.04]	[0.03]

El valor que a nosotros nos interesa es el máximo ya que es donde se puede romper la piel lo cual puede provocar infecciones en la piel, úlceras oh en el peor de los casos la pérdida total de la piel a Sarah R. Crossland. Le arrojaron 6 resultados distintos lo que nosotros hicimos fue sacar un promedio final de esos resultados lo cual nos dio 0.16MPa.

En nuestro análisis a nosotros el esfuerzo máximo principal nos dio 0.09607MPa, esto es un 60% aproximadamente por debajo del esfuerzo ultimo registrado por Sarah R. Crossland lo que indica que no tenemos una ruptura inmediata en la piel, lo cual reduce significativamente la aparición de ulcera en las zonas críticas o al menos reduce a corto plazo el desarrollo de esta.

Capítulo 8

Conclusiones y trabajo a futuro

Conclusión

El proceso de escaneo y modelado del pie en 3D permitió obtener una representación precisa de su anatomía, facilitando el análisis de sus estructuras internas, como huesos, músculos, tendones y cartílagos. La conversión del modelo a formato STL y su posterior procesamiento en software de edición médica posibilitó la segmentación de los tejidos y la generación de modelos CAD detallados. Esto es fundamental en aplicaciones médicas, como la planificación quirúrgica, el diseño de prótesis y la investigación biomecánica. En particular, la obtención de la parte cortical del hueso calcáneo demuestra la capacidad de este método para aislar estructuras específicas con alta precisión.

En su investigación, Vara Isvilanonda utilizó un modelo basado en una persona de 43 años con un peso corporal de 96.3 kg (945 N), simulando la fase de apoyo durante el 78% al 81% del ciclo de marcha, con una presión de contacto que osciló entre 431 kPa y 454 kPa. Por el contrario, en nuestro estudio, se modeló una persona con un peso corporal de 70 kg (686 N) y se analizó específicamente la fase de despegue del pie, aplicando el 100% del peso corporal sobre el antepié. En esta simulación, se obtuvo una presión de contacto equivalente a 333.33 kPa (0.3333 MPa).

La diferencia en los valores de presión (aproximadamente 0.1 MPa) puede atribuirse a varios factores como que el peso de la persona utilizada en este estudio fue significativamente menor (70 kg) que el de la persona modelada por Vara Isvilanonda (96.3 kg), lo que reduce la presión ejercida. Mientras que Vara Isvilanonda simuló la fase de apoyo, este estudio se centró en la fase de despegue del pie. Estas fases presentan diferencias biomecánicas importantes, ya que en la

fase de despegue las cargas están concentradas principalmente en el antepié. Una limitación en esta simulación fue la falta de datos específicos en la literatura de Vara Isvilanonda sobre las cargas aplicadas en músculos y tendones durante la fase de despegue, lo que influyó en la precisión del modelo.

En este estudio, se realizó un análisis comparativo del esfuerzo máximo principal en la piel plantar utilizando como referencia los resultados reportados por Sarah R. Crossland en su artículo científico *Mechanical Characteristics of Diabetic and Non-Diabetic Plantar Skin*. Crossland evaluó la resistencia de la piel de la planta del pie mediante pruebas de esfuerzo en seis muestras, obteniendo valores máximos de ruptura de 0.17, 0.17, 0.17, 0.15, 0.27 y 0.07 MPa, con un promedio final de 0.16 MPa.

En contraste, nuestros resultados obtenidos en este análisis arrojaron un esfuerzo máximo principal de 0.09607 MPa, lo que representa un 60% menos que el esfuerzo máximo reportado por Crossland. Este resultado indica que las condiciones simuladas en este estudio no alcanzan los niveles de esfuerzo necesarios para generar una ruptura inmediata en la piel plantar.

Esta diferencia sugiere que, bajo las condiciones analizadas, el riesgo de ruptura cutánea se reduce significativamente, lo que podría contribuir a disminuir la aparición de úlceras o, al menos, retrasar su desarrollo en el corto plazo. Sin embargo, es importante señalar que factores como las cargas aplicadas, las propiedades biomecánicas individuales de la piel y las condiciones externas (como la humedad o fricción) también pueden influir en el riesgo de daño cutáneo, por lo que deben considerarse en futuros estudios.

Trabajos a futuro.

A partir de los resultados obtenidos y de las comparaciones realizadas con estudios previos, como el de Vara Isvilanonda, y Sarah R. Crossland se identificaron varias áreas de mejora y oportunidades para ampliar la investigación relacionada con la biomecánica del pie, especialmente en el contexto de deformidades como el dedo en garra.

Debemos desarrollar simulaciones que representen con mayor precisión la configuración anatómica y funcional del pie con deformidades como el dedo en garra. Esto incluiría:

- Modelos tridimensionales del pie con dedos en garra.
- Análisis detallados de cómo la deformidad altera la distribución de presiones en las fases de apoyo y despegue.
- Evaluación del impacto del dedo en garra en los tejidos blandos y estructuras óseas adyacentes.
- Ampliar el análisis biomecánico para incluir la fase de apoyo completo y otras fases del ciclo de marcha. Esto permitiría una visión más integral de cómo se distribuyen las cargas en el pie con deformidades, considerando los efectos acumulativos en tejidos, músculos y tendones.
- Integrar datos específicos de cargas musculares y tendinosas durante estas fases, recopilados de experimentos en vivo o literatura científica reciente.
- Analizar cómo diferentes pesos corporales, índices de masa corporal y variaciones en la altura afectan las presiones y esfuerzos en personas con deformidades como el dedo en garra.
- Simular diferentes niveles de rigidez en la piel, músculos y tendones debido a enfermedades crónico-degenerativas como la diabetes, con ello se evaluaría como varía las propiedades de los tejidos principales que se ven involucrados en la aparición de úlceras y otras lesiones.

- Comparar directamente los resultados de modelos por elementos finitos con mediciones obtenidas de pacientes reales con dedo en garra.

El trabajo a futuro no solo abordaría las limitaciones identificadas en este estudio, sino que también abrirían nuevas oportunidades para comprender mejor el comportamiento biomecánico del pie en presencia de deformidades como el dedo en garra. La integración de simulaciones avanzadas, validaciones experimentales y el análisis de factores individuales y externos permitiría desarrollar estrategias más efectivas para prevenir complicaciones cutáneas, como la formación de úlceras o lesiones.

Además, estos esfuerzos podrían contribuir significativamente al diseño de intervenciones médicas y quirúrgicas optimizadas, así como al desarrollo de dispositivos ortopédicos personalizados que minimicen el riesgo de daño en la piel plantar. En última instancia, estas investigaciones mejorarían la calidad de vida de los pacientes al reducir las complicaciones asociadas con el dedo en garra y promover un enfoque más integral y preventivo en su manejo clínico.

Referencias bibliográficas

[1] PubMed (Mostafa Abousayed, John Y Kwon) “Hallux claw toe, 2013. [online]. Disponible en: PubMed [2024].

[2] cigna healthcare (el personal de Ignite Healthwise, LLC), “Resección de la cabeza de la falange (artroplastia) para las deformidades de las articulaciones de los dedos del pie”, 2023. [online]. Disponible en: cigna healthcare [2024].

[3] Coughlin MJ. Lesser- Toe Abnormalities. J Bone Joint Surg Am 2002; 84(8): 1446-69

[4] top doctors (Sr. Hester Thomas), “Artrodesis del pie”, 2012. [online] disponible en: Top Doctors [2024].

[5] Clínica Piqueras (Dr. Francisco M. Piqueras) “Dedos en garra y dedos en martillo” (2024) [online] disponible en Clínica Piqueras [2024]

[6] doctor Iborra (Dr. Álvaro Iborra), “Dedos en Garra. Causas, Síntomas, Prevención y Diagnóstico.”, 2018 [online] disponible en: doctoriborra.com [2024].

[7] CAMDE (Dr. Vicente De La Varga), “Los huesos del pie: anatomía y función”, 2024 [online] disponible en: CAMDE [2024].

[8] KENHUB (Dr. Santiago Nova), “Tobillo y pie (Anatomía)”, 2023 [online] disponible en: KENHUB [2024]

[9] K. Zaragoza y S. Tapia, “Ligamentos y tendones del tobillo: anatomía y afecciones más frecuentes analizadas mediante resonancia magnética”, México: Anales de Radiología México 2013. [E-book] disponible: Anales de Radiología México

[10] Clínicas Podo Grande (Ismael Garrido), “Qué músculos hay en el pie”, 2022 [online] disponible en: Clínicas Podo Grande [2024]

[11] KENHUB (Dr. Santiago Nova), “Tobillo y pie (Anatomía)”, 2023 [online] disponible en: KENHUB [2024]

[12] V, Isvilanonda, “Finite Element Modeling of the Foot”, Tesis, University of Washington, Washington, 2015.

[13] S. R. Crossland, “Mechanical characteristics of diabetic and non-diabetic plantar skin”, Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, volumen 150, 106279, febrero, 11, 2023.