



UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA MECÁNICA

**ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA RECONSTRUCCIÓN DEL
LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR (L.C.A.)**

MEMORIA PARA OPTAR AL TÍTULO DE INGENIERO CIVIL MECÁNICO

SAMUEL ALEJANDRO MADERA RUIZ

PROFESOR GUÍA:
ALEJANDRO ORTIZ BERNARDIN

MIEMBROS DE LA COMISIÓN:
RONY SILVESTRE
WILLIAMS CALDERÓN MUÑOZ

Este trabajo ha sido parcialmente financiado por:
Clínica MEDS

SANTIAGO DE CHILE
2022

RESUMEN DE MEMORIA PARA OPTAR AL
TÍTULO DE INGENIERO CIVIL MECÁNICO
POR: **SAMUEL ALEJANDRO MADERA RUIZ**
FECHA: 2022
PROF. GUÍA: ALEJANDRO ORTIZ BERNARDIN

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA RECONSTRUCCIÓN DEL LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR (L.C.A.)

Cuando se presenta una rotura en el L.C.A. y debido a que no es un tejido que el cuerpo humano sea capaz de regenerar, se recomienda realizar una reconstrucción quirúrgica del ligamento para evitar cambios degenerativos en la articulación, debido a la inestabilidad que esta lesión genera en la rodilla, pues la ausencia de este componente aumenta los grados de libertad de movimiento de la extremidad inferior, que de no ser tratada, puede generar en el largo plazo consecuencias negativas en otros componentes de la rodilla, como rotura de meniscos, magulladuras en los huesos fémur y/o tibia y ruptura en el cartílago articular [1]. El presente trabajo tiene como objetivo principal determinar, mediante el análisis de elementos finitos de un modelo computacional en tres dimensiones de una reconstrucción de L.C.A. en una rodilla adulta, si existe o no una relación entre los esfuerzos principales a los que es sometido el injerto, y 4 variables que los cirujanos manejan al momento de realizar la intervención quirúrgica de reconstrucción, las cuales son el posicionamiento y orientación del túnel femoral considerando tres técnicas (Transtibial, Transtibial Híbrida y Anteromedial) y la adición de Tenodesis Extraarticular Lateral.

Varios modelos geométricos y ecuaciones constitutivas se han empleado en estudios biomecánicos de la articulación de la rodilla. Particularmente en este trabajo, se considera a los ligamentos como elementos hiperelásticos y transversalmente isotrópicos [2], utilizando como herramienta FEBio Studio, un software de código abierto de análisis de elementos finitos. De forma similar a como se plantea en el estudio de Puso, M. Weiss, J (1998) [3], se genera un modelo geométrico tridimensional a partir de la segmentación de imágenes de resonancia magnética del sistema óseo de la rodilla de un paciente sano (hombre, 26 años de edad). El sistema óseo se modela como un sólido rígido [2], y las condiciones de borde se configuran para emular los movimientos de varo, rotación interna y traslación anterior-posterior del fémur sobre la tibia, agregando en cada caso la existencia de tenodesis extraarticular lateral.

Se validan los resultados obtenidos comparando los resultados de esfuerzos de Von Mises para el modelo de injerto en cada configuración, para cada movimiento, con los resultados de estudios similares en la literatura.

Se puede concluir que existe una relación entre los esfuerzos principales máximos a los que el injerto o reconstrucción de Ligamento Cruzado Anterior es sometido, y la técnica empleada para perforar el túnel femoral. La técnica de perforación que presenta una menor concentración de esfuerzos en la mayoría de los casos estudiados corresponde a la técnica Transtibial Híbrida. Se puede concluir dentro de las limitaciones de este estudio que la adición de Tenodesis Extraarticular Lateral entrega un mayor soporte a los movimientos de la rodilla.

*A todas y todos los que estuvieron ahí,
familiares y amigos.*

Gracias

Agradecimientos

Agradezco el incondicional cariño y apoyo de mis padres, quienes fueron y continúan siendo mi torre de control en el viaje que ha sido mi paso por la Universidad. El tenerlos a la distancia fue difícil, pero siempre estuvieron cerca de una u otra forma.

Por otro lado, le agradezco a Sylvanita cada palabra de motivación, retos, apoyo y aliento. Sin ti esto no es posible.

Agradezco la calidad de personas con las que tuve la suerte de encontrarme a lo largo de la carrera, con las que formé fuertes lazos de amistad. A mi grupo de Plan Común y su versión más reducida que pasó a ser mi grupo de especialidad. Para mí son y siempre serán mi familia en Chile.

Agradezco también a mi comisión, al profesor Alejandro Ortiz por darme la confianza de ser su alumno en este trabajo propuesto, por sus consejos y palabras de apoyo. Al profesor Rony Silvestre y su equipo, en especial a Carlos De La Fuente, por la oportunidad de aprender de su expertise en el área de medicina, por la buena disposición y por aportar un tema tan interesante como lo es el del presente trabajo.

Tabla de Contenido

1. Introducción	1
1.1. Motivación	1
1.2. Objetivos y alcances	2
2. Antecedentes y discusión bibliográfica	4
2.1. Sistema articular de la rodilla	4
2.2. Ligamentos	5
2.3. Planos y ejes de referencia anatómica.	7
2.4. Artroscopia de rodilla	8
2.5. Reconstrucción de L.C.A.	8
2.5.1. Técnica Anteromedial (AM)	10
2.5.2. Técnica Transtibial (TT)	11
2.5.3. Técnica Transtibial Híbrida (HTT)	11
2.5.4. Injerto	12
2.5.5. Tenodesis Extraarticular Lateral (L.E.T.)	12
2.6. Estudios anteriores	15
2.6.1. “Computational modeling of ligament mechanics”	15
2.6.2. “A Review on Finite Element Modeling and Simulation of the Anterior Cruciate Ligament Reconstruction”	15
2.6.3. “3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network”	16
2.7. Estudio de validación	17
3. Metodología	19
3.1. Levantamiento de geometría ósea mediante I.R.M.	20
3.2. Refinamiento de geometría	21
3.3. Modelamiento de túneles femorales y tibiales	24
3.4. Modelamiento injerto de Ligamento Cruzado Anterior	28
3.5. Mallado en FEBio	30
3.6. Carga de propiedades mecánicas	32
3.7. Condiciones de borde	33
3.7.1. Traslación Anterior-Posterior	33
3.7.2. Varo	33
3.7.3. Rotación Interna	33
3.8. Contactos	33
3.9. Simulación del modelo	34
3.10. Modelamiento de Tenodesis Extraarticular Lateral	35

3.11. Mallado en FEBio de Tenodesis	38
3.12. Carga de propiedades mecánicas a Tenodesis	39
3.13. Condiciones de borde en Tenodesis	39
3.13.1. Traslación Anterior-Posterior	39
3.13.2. Varo	40
3.13.3. Rotación Interna	40
3.14. Contactos de Tenodesis	40
3.15. Simulación del modelo con Tenodesis	40
4. Análisis y Resultados	41
4.1. Validación del modelo	41
4.2. Resultados en modelo sin Tenodesis	43
4.2.1. Varo en Modelo Transtibial	43
4.2.2. Varo en Modelo Transtibial Híbrido	44
4.2.3. Varo en Modelo Anteromedial	45
4.2.4. Rotación Interna en Modelo Transtibial	46
4.2.5. Rotación Interna en Modelo Transtibial Híbrido	47
4.2.6. Rotación Interna en Modelo Anteromedial	48
4.2.7. Traslación en Modelo Transtibial	49
4.2.8. Traslación en Modelo Transtibial Híbrido	50
4.2.9. Traslación en Modelo Anteromedial	51
4.3. Resultados en modelo con Tenodesis	52
4.3.1. Varo en Modelo Transtibial con Tenodesis	52
4.3.2. Varo en Modelo Transtibial Híbrido con Tenodesis	53
4.3.3. Varo en Modelo Anteromedial con Tenodesis	54
4.3.4. Rotación Interna en Modelo Transtibial con Tenodesis	55
4.3.5. Rotación Interna en Modelo Transtibial Híbrido con Tenodesis	56
4.3.6. Rotación Interna en Modelo Anteromedial con Tenodesis	57
4.3.7. Traslación en Modelo Transtibial con Tenodesis	58
4.3.8. Traslación en Modelo Transtibial Híbrido con Tenodesis	59
4.3.9. Traslación en Modelo Anteromedial con Tenodesis	60
4.4. Análisis	60
5. Conclusiones y trabajo propuesto	66
5.1. Trabajo propuesto	66
Bibliografía	68

Índice de Tablas

2.1.	Ángulo de entrada del túnel femoral promedio en una técnica de perforación Anteromedial (AM). [21]	10
2.2.	Ángulo de entrada del túnel femoral promedio en una técnica de perforación Transtibial (TT). [21]	11
2.3.	Ángulo de entrada del túnel femoral promedio en una técnica de perforación Transtibial Híbrida (HTT). [21]	12
2.4.	Propiedades de materiales de tejidos en el modelo de rodilla de estudio de validación. [35]	17
3.1.	Propiedades de materiales de tejidos en el modelo de rodilla	32
3.2.	Condiciones de borde en simulación de Traslación Anterior-Posterior.	33
3.3.	Condiciones de borde en simulación de rotación en Varo.	33
3.4.	Condiciones de borde en simulación de Rotación Interna.	33
3.5.	Condiciones de borde en simulación de Traslación Anterior-Posterior para estructuras de Tenodesis.	39
3.6.	Condiciones de borde en simulación de rotación en Varo para estructuras de Tenodesis.	40
3.7.	Condiciones de borde en simulación de rotación en Rotación Interna para estructuras de Tenodesis.	40
4.1.	Resumen de esfuerzos máximos de Von Mises [MPa] en el modelo de reconstrucción de LCA para cada técnica simulada.	61
4.2.	Cambio porcentual del valor del esfuerzo máximo de Von Mises en cada técnica al incluir Tenodesis Lateral Extraarticular al modelo.	62
4.3.	Promedio del cambio porcentual entre los esfuerzos máximos en la reconstrucción del L.C.A. al añadir la Tenodesis Extraarticular Lateral.	62

Índice de Ilustraciones

2.1.	Diagrama de la estructura anatómica de la rodilla derecha de un humano. [8]	4
2.2.	Jerarquía estructural de un ligamento y tendón. [7]	5
2.3.	Propiedades viscoelásticas del ligamento cruzado anterior. Izquierda: El creep es el aumento de la longitud del ligamento que ocurre a lo largo del tiempo, al ser sometido a una carga constante en tensión. Derecha: Relajación de tensiones muestra cómo un ligamento requiere menor carga en tensión a lo largo del tiempo para mantener una misma deformación [12].	6
2.4.	Planos y ejes anatómicos del cuerpo humano, adaptado del libro "Human Anatomy and Physiology"[8].	7
2.5.	Ejes de rotación y movimientos de la rodilla humana. Adaptado de: Woo, S. et al. [10]	8
2.6.	Diagrama óseo de la rodilla. Se muestran tres técnicas de perforación del túnel femoral. HTT: Transtibial Hibrida, AM: Antero-medial, TT: Transtibial. Jennings, J. et al. 2017 [19]	9
2.7.	Mediciones del ángulo de entrada del injerto en los planos Sagital (A-C) y Coronal (D-F) utilizando los puntos amarillos como punto de medida. (A, D) corresponden a la identificación del centro de la apertura intraarticular de la tibia. (B, E) corresponden a la identificación del centro de la apertura intraarticular del fémur. (C,F) corresponden al centro del tunel extraarticular femoral. [21]	10
2.8.	Modelo tridimensional de una reconstrucción del túnel femoral mediante una técnica Anteromedial. [22]	11
2.9.	Determinación de los ángulos de la inserción del injerto en el túnel femoral mediante la técnica Anteromedial. De izquierda a derecha: plano coronal, plano axial y plano sagital. [22]	11
2.10.	Técnica de Tenodesis Lateral Extraarticular de Lemaire. [27]	13
2.11.	Técnica de Tenodesis Lateral Extraarticular de MacIntosh. [27]	14
2.12.	Resumen del proceso de modelado tridimensional de una rodilla humana. Adaptado de: Benos, L. et al. (2020) [28].	16
2.13.	Esfuerzos de Von Misses en el modelo de reconstrucción de L.C.A. del estudio de validación [35].	17
3.1.	Diagrama de la metodología seguida a lo largo de la memoria.	19
3.2.	Procesamiento de archivo .DICOM en software 3DSlicer.	20
3.3.	Levantamiento de conjunto óseo en 3D.	20
3.4.	Levantamiento de conjunto óseo en 3D.	21
3.5.	Errores principales del primer modelo tridimensional obtenido de imágenes de resonancia magnética.	22
3.6.	Vista isométrica del modelo de conjunto óseo refinado.	23
3.7.	Modelamiento de túnel tibial.	24

3.8.	Modelamiento de túnel femoral con técnica Anteromedial.	25
3.9.	Modelamiento de túnel femoral con técnica Transtibial.	26
3.10.	Modelamiento de túnel femoral con técnica Transtibial Híbrida.	27
3.11.	Modelamiento de L.C.A. en túneles perforados, para cada técnica distinta. (a) Técnica Anteromedial. (b) Técnica Transtibial. (c) Técnica Transtibial Híbrida.	28
3.12.	Vista frontal del modelamiento de L.C.A. en túneles perforados, para cada técnica distinta. (a) Técnica Anteromedial. (b) Técnica Transtibial. (c) Técnica Transtibial Híbrida.	29
3.13.	Vista trasera del modelamiento de L.C.A. en túneles perforados, para cada técnica distinta. (a) Técnica Anteromedial. (b) Técnica Transtibial. (c) Técnica Transtibial Híbrida.	29
3.14.	Vista trasera del mallado del conjunto de rodilla completo sin considerar Tenodesis en el software FEBio.	30
3.15.	Mallado en FEBio del L.C.A. para cada técnica quirúrgica. (a) Técnica Anteromedial. (b) Técnica Transtibial. (c) Técnica Transtibial Híbrida.	31
3.16.	Mallado en FEBio de (a) Fémur. y (b) Tibia.	31
3.17.	Mallado en FEBio de (a) Patela. y (b) Fíbula.	32
3.18.	Zonas del modelo donde se aplica la fuerza de simulación en cada caso.	34
3.19.	Vista isométrica de modelamiento de Tenodesis Lateral	35
3.20.	Vista lateral de modelamiento de Tenodesis Lateral	36
3.21.	Vista trasera del modelamiento de tenodesis lateral, para cada técnica distinta. (a) Técnica Anteromedial. (b) Técnica Transtibial. (c) Técnica Transtibial Híbrida.	37
3.22.	Vista trasera del mallado del conjunto de rodilla completo considerando Tenodesis en el software FEBio.	38
3.23.	Mallado en FEBio de (a) Ligamento Colateral Lateral (LCL), (b) Banda Iliotibial (BIT) y (c) Septum.	39
4.1.	Distribución de esfuerzos de Von Mises en el Injerto del 5to caso del modelo de validación [MPa]	41
4.2.	Distribución de esfuerzos de Von Mises en simulación para validación [MPa]	42
4.3.	Distribución de deformaciones de simulación para validación [mm]	42
4.4.	Distribución de esfuerzos de Von Mises en modelo Transtibial en Varo [MPa]	43
4.5.	Distribución de esfuerzos de Von Mises en modelo Transtibial Híbrido en Varo [MPa]	44
4.6.	Distribución de esfuerzos de Von Mises en modelo Anteromedial en Varo [MPa]	45
4.7.	Distribución de esfuerzos de Von Mises en modelo Transtibial en Rotación Interna [MPa]	46
4.8.	Distribución de esfuerzos de Von Mises en modelo Transtibial Híbrido en Rotación Interna [MPa]	47
4.9.	Distribución de esfuerzos de Von Mises en modelo Anteromedial en Rotación Interna [MPa]	48
4.10.	Distribución de esfuerzos de Von Mises en modelo Transtibial en Traslación [MPa]	49
4.11.	Distribución de esfuerzos de Von Mises en modelo Transtibial Híbrido en Traslación [MPa]	50
4.12.	Distribución de esfuerzos de Von Mises en modelo Anteromedial en Traslación [MPa]	51
4.13.	Distribución de esfuerzos de Von Mises en modelo Transtibial con Tenodesis en Varo [MPa]	52

4.14.	Distribución de esfuerzos de Von Mises en modelo Transtibial Híbrido con Tenodesis en Varo [MPa]	53
4.15.	Distribución de esfuerzos de Von Mises en modelo Anteromedial con Tenodesis en Varo [MPa]	54
4.16.	Distribución de esfuerzos de Von Mises en modelo Transtibial en Rotación Interna con Tenodesis [MPa]	55
4.17.	Distribución de esfuerzos de Von Mises en modelo Transtibial Híbrido con Tenodesis en Rotación Interna [MPa]	56
4.18.	Distribución de esfuerzos de Von Mises en modelo Anteromedial con Tenodesis en Rotación Interna [MPa]	57
4.19.	Distribución de esfuerzos de Von Mises en modelo Transtibial con Tenodesis en Traslación [MPa]	58
4.20.	Distribución de esfuerzos de Von Mises en modelo Transtibial Híbrido con Tenodesis en Traslación [MPa]	59
4.21.	Distribución de esfuerzos de Von Mises en modelo Anteromedial con Tenodesis en Traslación [MPa]	60
4.22.	Zonas de concentración de esfuerzos en la reconstrucción del L.C.A. por número de ocurrencia	63
4.23.	Comparación de Esfuerzos Máximos de Von Mises [MPa] para cada técnica simulada en movimiento de Varo (Momento de 0.8 Nm)	63
4.24.	Comparación de Esfuerzos Máximos de Von Mises [MPa] para cada técnica simulada en movimiento de Rotación Interna (Momento de 0.8 Nm)	64
4.25.	Comparación de Esfuerzos Máximos de Von Mises [MPa] para cada técnica simulada en movimiento de Traslación Anterior - Posterior (Carga de 120 N)	65

Capítulo 1

Introducción

La mayoría de deportistas de élite, como también personas que acostumbran a hacer deporte de manera ocasional, hacen uso de sus extremidades inferiores con distintos niveles de exigencia. Los primeros, de forma más evidente, las utilizan para desplazarse a lo largo y ancho de diversas canchas, pistas y campos, compitiendo en deportes que pueden o no ser de contacto directo con otros jugadores, mediante encuentros, ligas y torneos de diversa índole. Los segundos, se exigen de manera ocasional subiendo cerros, haciendo trekking en su tiempo libre, trotando los domingos por la mañana o pedaleando una bicicleta para llegar al trabajo. Estas actividades cotidianas exigen, aunque no sea tan evidente, una buena estabilidad en las extremidades inferiores, ya que por el impacto que generan pueden ocasionar lesiones en la articulación media: la rodilla. Estas lesiones son variadas, sin embargo, la lesión más común en esta articulación es la rotura del Ligamento Cruzado Anterior (L.C.A.), que según un estudio epidemiológico de lesiones deportivas llevado a cabo en Liestal, Suiza, siguiendo a 17.397 pacientes a lo largo de 10 años, representó cerca del 20 % de los casos de pacientes con lesiones de rodilla (que a su vez, las lesiones de rodilla representaron un 39.8 % de los pacientes del estudio) [4]. Otro estudio realizado en Nueva Zelanda determinó que 35 de cada 100.000 personas sufre una ruptura de L.C.A. anualmente [5].

Cuando se presenta una rotura en el L.C.A. y debido a que no es un tejido que el cuerpo humano sea capaz de regenerar, se recomienda realizar una reconstrucción quirúrgica del ligamento para evitar cambios degenerativos en la articulación, debido a la inestabilidad que esta lesión genera en la rodilla, pues la ausencia de este componente aumenta los grados de libertad de movimiento de la extremidad inferior, que de no ser tratada, puede generar en el largo plazo consecuencias negativas en otros componentes de la rodilla, como rotura de meniscos, magulladuras en los huesos fémur y/o tibia y ruptura en el cartílago articular [1].

1.1. Motivación

La reconstrucción quirúrgica del L.C.A. en adultos luego de una rotura es actualmente la mejor opción para retomar la actividad física que, en primer lugar, pudo generar la rotura del mismo. No someterse a un proceso quirúrgico de reconstrucción del L.C.A. significa una reducción considerable de la calidad de vida del paciente, o incluso un abrupto término en la carrera profesional de un atleta. Sin embargo, la reconstrucción del L.C.A. no es necesariamente una solución definitiva, ya que es común que después de un largo proceso

de recuperación post-operación, meses de rehabilitación y entrenamiento de fortalecimiento muscular, se genere una nueva rotura del ligamento, pero esta vez en el ligamento reconstruido (injerto). Un estudio epidemiológico realizado en Dinamarca desde el 2005 al 2012 en el que se hizo seguimiento a pacientes con reincidencia de ruptura de L.C.A concluyó que, en promedio, un 4,1% de los pacientes de reconstrucción de ligamento reinciden en la ruptura del mismo al cabo de 5 años. Este número aumenta en pacientes menores de 20 años a 8,7% [6].

Las razones por las cuales un paciente reincide en una rotura de L.C.A. no son del todo claras. A pesar de que se ha demostrado que los mecanismos de rotura del L.C.A. dependen de la edad y actividad física realizada por el individuo [7], poco se ha estudiado acerca de los mecanismos de reincidencia de rotura de la reconstrucción del ligamento. Conocer el comportamiento mecánico y cinemático de una rodilla que ha sido sometida a una reconstrucción de L.C.A. ayudaría a esclarecer si existen o no factores en la cirugía que aumenten o disminuyan el riesgo de reincidencia a ruptura, por el aumento o disminución de la concentración de esfuerzos en el nuevo ligamento. Existen varios métodos para lograr lo anterior, sin embargo, una buena herramienta costo-efectiva para lograr resultados relevantes es el análisis por elementos finitos de modelos tridimensionales de la articulación, ya que, al complementar estos procedimientos con otras herramientas, como lo son las imágenes por resonancia magnética, se puede llegar a representar de manera computacional y en tres dimensiones los elementos que componen la rodilla con gran precisión.

De esta idea surge entonces la motivación del presente trabajo, en el que se quiere evaluar un modelo computacional tridimensional de la rodilla ante diversas cargas, para así presentar en el mundo de la medicina una recomendación a la hora de evaluar la técnica quirúrgica de reconstrucción de L.C.A.

1.2. Objetivos y alcances

El presente trabajo tiene como objetivo principal determinar, mediante el análisis de elementos finitos de un modelo computacional en tres dimensiones de una reconstrucción de L.C.A. en una rodilla adulta, si existe o no una relación entre los esfuerzos principales a los que es sometido el injerto, y 4 variables que los cirujanos manejan al momento de realizar la intervención quirúrgica de reconstrucción, las cuales son el posicionamiento y orientación del túnel femoral (Técnica Anteromedial, Transtibial o Transtibial Híbrida) y aplicación de Tenodesis Extraarticular Lateral. Los casos de movimientos a estudiar para determinar el efecto de estas variables sobre los esfuerzos en la reconstrucción del L.C.A. son los movimientos de Rotación Interna, Varo y Traslación Anterior-Posterior del fémur sobre la Tibia. Los objetivos específicos del presente trabajo se listan a continuación:

- 1 Segmentar imágenes de resonancia magnética de la rodilla, para aislar el conjunto óseo de la articulación.
- 2 Elaborar un modelo computacional tridimensional del conjunto óseo de la articulación que pueda ser editado, a partir de las segmentaciones anteriores.
- 3 Generar las distintas configuraciones de túneles tibiales y femorales en el modelo computacional tridimensional. Elaborar en cada caso un modelo simple de injerto, con propie-

dades hiperelásticas y transversalmente isotrópicas.

- 4 Simular mediante elementos finitos los movimientos articulares de rotación interna, varo, y traslación antero-posterior, variando la posición de inserción del modelo de injerto en el hueso y variando en cada caso la existencia de tenodesis extraarticular lateral.
- 5 Obtener y comparar los resultados de concentración de esfuerzos en el modelo de injerto para cada configuración.
- 6 Determinar la configuración de la reconstrucción de Ligamento Cruzado Anterior con menor concentración de esfuerzos.

El presente trabajo se realiza mediante la elaboración de un modelo computacional tridimensional de una rodilla humana adulta sana (26 años de edad, sexo masculino), utilizando imágenes de resonancia magnética de la articulación de un paciente, proporcionadas por el laboratorio de biomecánica de la Clínica MEDS (ubicado en Santiago, Chile). Sólo se consideran dentro del modelo las geometrías de Fémur, Tibia, Patela, Fíbula y la Reconstrucción de Ligamento (injerto). En el caso del modelo con Tenodesis Extraarticular Lateral se añaden las geometrías del Septum, Ligamento Colateral Lateral y la Banda Iliotibial. El estudio de la concentración de esfuerzos en el injerto se realiza mediante un análisis de elementos finitos del modelo generado, utilizando propiedades hiperelásticas y transversalmente isotrópicas obtenidas de la literatura.

Capítulo 2

Antecedentes y discusión bibliográfica

2.1. Sistema articular de la rodilla

La rodilla es una articulación sinovial ubicada en la parte media de las extremidades inferiores del cuerpo humano [8]. Se le clasifica como sinovial, ya que los huesos que la componen están separados por una cavidad llena de fluido, lo que le entrega una considerable libertad articular al sistema. Este sistema articular también está compuesto por cartílagos, tendones, músculos y ligamentos, al igual que todas las articulaciones del cuerpo humano. [8]

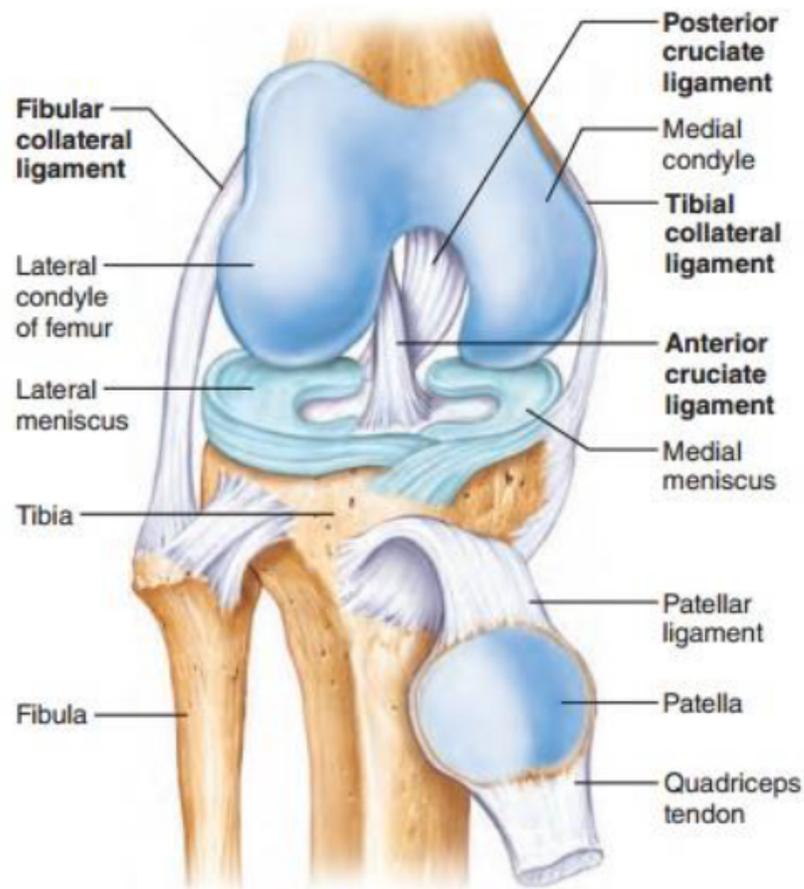


Figura 2.1: Diagrama de la estructura anatómica de la rodilla derecha de un humano. [8]

2.2. Ligamentos

Los ligamentos, en particular, son tejidos densos que conectan hueso con hueso en una articulación [9], están compuestos de fibras paralelas a lo largo del eje central del mismo, envueltas en una matriz de glicolípidos, proteoglicanos y fibroblastos. El principal componente fibroso encargado de resistir esfuerzos de tensión son sus fibras de colágeno. [7]. La función principal de los ligamentos es limitar los movimientos que las articulaciones pueden realizar, aumentando la estabilidad en el sistema músculo-esqueleto [10], permitiendo un movimiento natural en flexión y extensión. Dependiendo de la geometría y las zonas de los huesos a los que están unidos, los ligamentos limitan diversos movimientos para entregarle a las articulaciones estabilidad y resistencia a movimientos antinaturales [7]. La rodilla, en particular, tiene su estabilidad controlada por 6 ligamentos, dentro de los cuales se encuentra el Ligamento Cruzado Anterior, el cual cumple la función primaria de restringir el movimiento traslacional anterior de la tibia sobre el fémur, y también, como función secundaria restringir la rotación externa e interna del fémur sobre la tibia. [11]

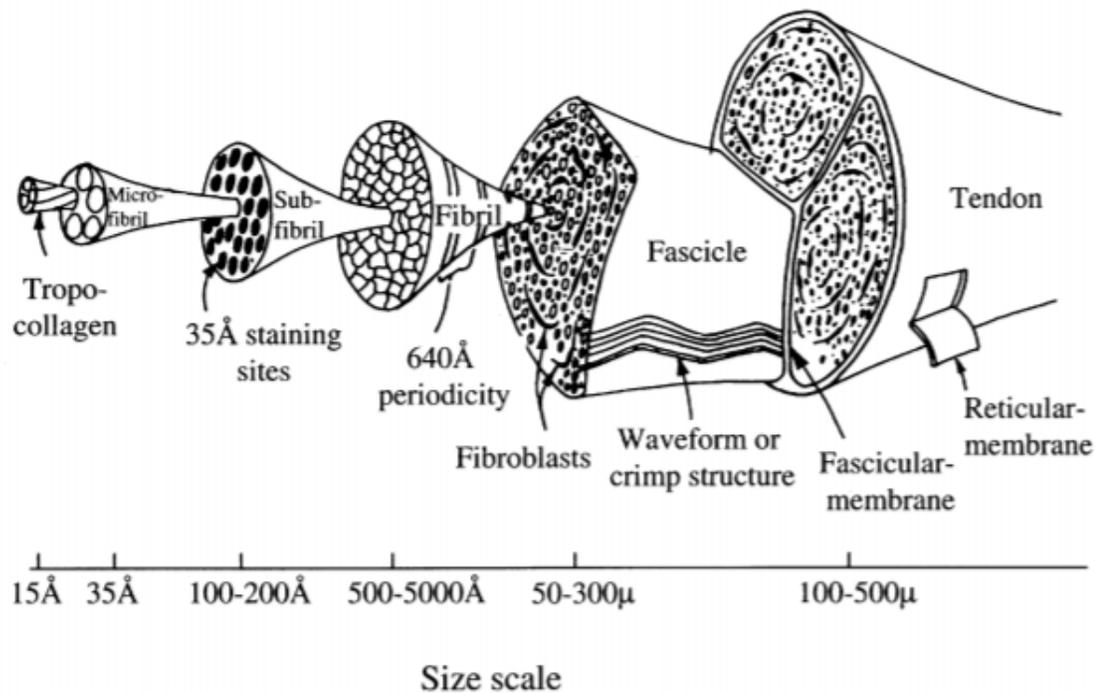


Figura 2.2: Jerarquía estructural de un ligamento y tendón. [7]

Se puede observar en la Figura 2.2 la composición interna de tendones y ligamentos, mostrada de manera jerárquica. Estas estructuras se caracterizan por ser compactas y fibrosas, lo que los hace componentes mecánicamente anisotrópicos, que responden de una manera a esfuerzos tensionales a lo largo de su eje central, pero responden de manera distinta si las cargas son aplicadas en sentidos diferentes al anterior. Los tendones y ligamentos, por ejemplo, no son adecuados para resistir cargas en compresión.

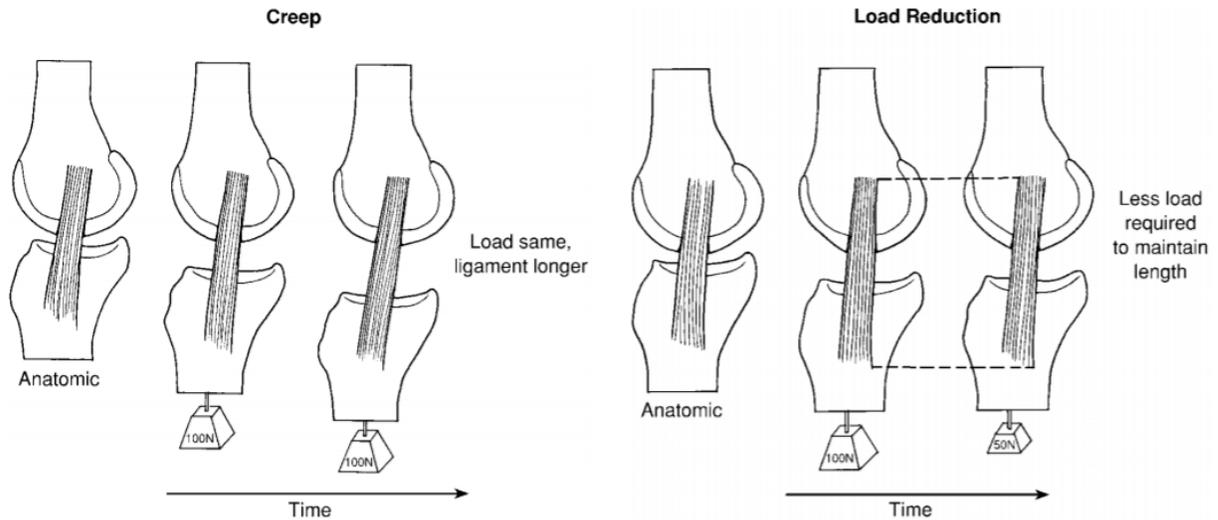


Figura 2.3: Propiedades viscoelásticas del ligamento cruzado anterior. Izquierda: El creep es el aumento de la longitud del ligamento que ocurre a lo largo del tiempo, al ser sometido a una carga constante en tensión. Derecha: Relajación de tensiones muestra cómo un ligamento requiere menor carga en tensión a lo largo del tiempo para mantener una misma deformación [12].

Una segunda propiedad mecánica importante presente en los ligamentos es su dependencia con el tiempo al someterse a cargas en tensión. La longitud del ligamento aumenta al ser sometido a una misma carga, en un periodo largo de tiempo. En otras palabras, los ligamentos en la realidad presentan el comportamiento de un sólido viscoelástico, mostrando una respuesta no lineal en la curva de esfuerzo y deformación. Lo anterior es análogo al caso de los ligamentos reconstruidos [13]. En la Figura 2.3 se muestra un diagrama que representa el fenómeno anteriormente descrito.

Sin embargo, existen diversos estudios de modelamiento computacional en biomecánica de rodilla en los que las propiedades del ligamento dependientes del tiempo no se consideran, debido a que las fuerzas y movimientos que se estudian son aplicadas en un lapso de tiempo comparativamente instantáneo, al comparar con la constante temporal de viscoelasticidad del tejido.[14], [2].

2.3. Planos y ejes de referencia anatómica.

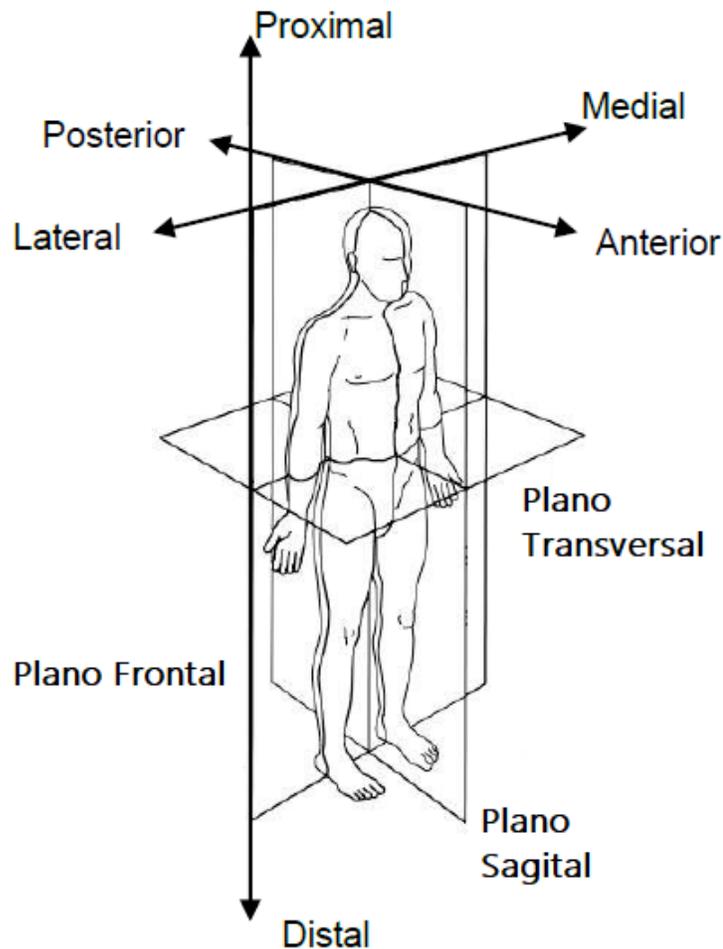


Figura 2.4: Planos y ejes anatómicos del cuerpo humano, adaptado del libro "Human Anatomy and Physiology"[8].

Para continuar definiendo los procedimientos que caracterizan la cirugía de reconstrucción del L.C.A. y los movimientos y cargas a los que se someten los ligamentos de la rodilla, es necesario definir los planos y ejes de referencia que se utilizan para describir anatómicamente el cuerpo humano, y más específicamente, el sistema articular de la rodilla. En la Figura 2.4 se muestra un diagrama de los planos y ejes imaginarios de movimientos anatómicos del cuerpo humano.

- **Plano sagital:** Corresponde al plano vertical imaginario que divide al cuerpo humano en sus partes derecha e izquierda. [8]
- **Plano frontal o coronal:** Corresponde al plano vertical imaginario que divide al cuerpo humano en sus partes frontales y posteriores. [8]
- **Plano transversal o axial:** Corresponde al plano horizontal imaginario que divide al cuerpo humano en sus partes superiores e inferiores. [8]

La rodilla humana, gracias a la cavidad sinovial que contiene, posee 6 grados de libertad en su movimiento: tres rotaciones y tres desplazamientos, sin embargo, los ligamentos se encargan de limitar estos movimientos para entrega estabilidad a la articulación. Estas traslaciones y rotaciones se describen a partir de 3 ejes imaginarios en la articulación. Un diagrama de estos ejes y movimientos se muestra en la Figura 2.5

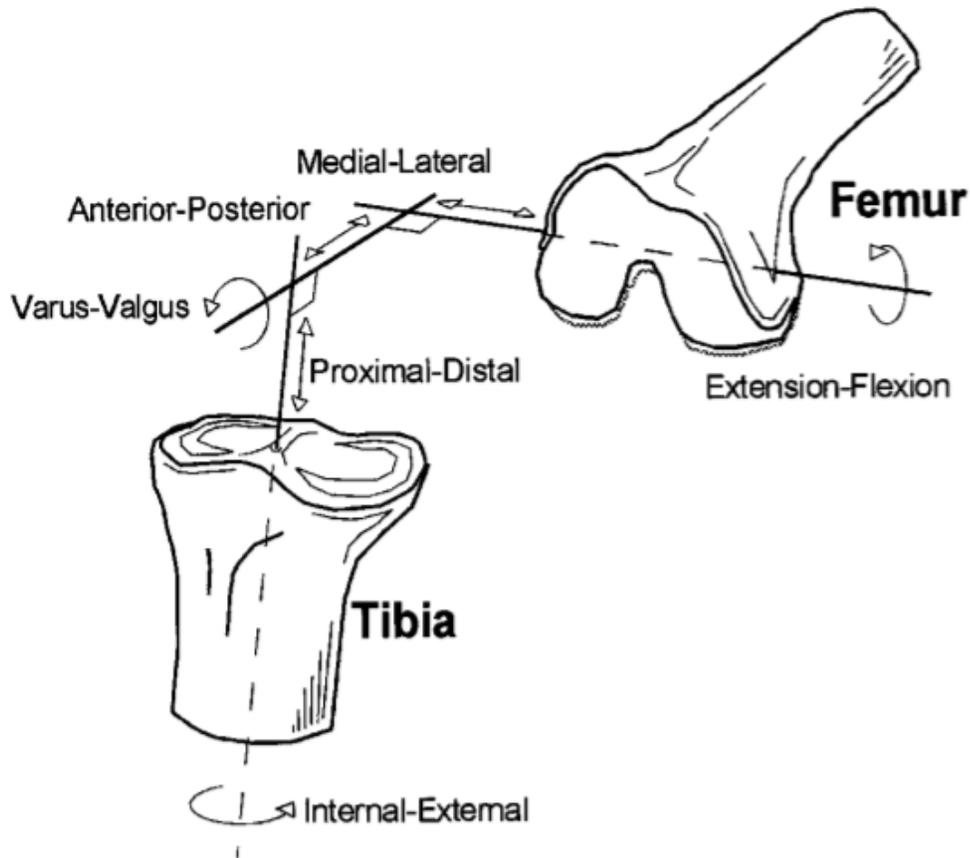


Figura 2.5: Ejes de rotación y movimientos de la rodilla humana. Adaptado de: Woo, S. et al. [10]

2.4. Artroscopia de rodilla

La artroscopía es el procedimiento quirúrgico ambulatorio más usado para diagnosticar y tratar problemas en articulaciones [15]. El procedimiento consiste en minimizar la cantidad de cortes cutáneos para acceder a las articulaciones a tratar, insertando pequeñas herramientas llamadas artroscopios a través de pequeñas incisiones en la zona externa de la articulación. Estas herramientas cuentan con una cámara que le permite al cirujano realizar el procedimiento sin tener que hacer grandes cortes en la articulación. Este procedimiento se realiza con anestesia local o general dependiendo de la articulación y de la lesión a tratar.

2.5. Reconstrucción de L.C.A.

En la actualidad, el procedimiento de reconstrucción de Ligamento Cruzado Anterior se realiza de manera quirúrgica utilizando artroscopia. Esto quiere decir que los médicos ciruja-

nos insertan herramientas de pequeño tamaño (artroscopios varían entre 1.7 y 7 milímetros de diámetro [16]), dotadas de cámaras especiales, a través de incisiones pequeñas en la rodilla. Con estas herramientas, el médico realiza dos perforaciones de sección circular en el fémur y en la tibia, de aproximadamente 9 milímetros de diámetro, llamadas “túnel femoral” y “túnel tibial” respectivamente [17]. Dependiendo de la técnica utilizada por cada médico cirujano, el túnel femoral puede variar en posición y ángulo de inclinación respecto a los ejes medial-lateral y proximal-distal (ver Figura 2.5). Las tres configuraciones de perforaciones femorales más comunes [18], se muestran en la Figura 2.6 [19]. Estas perforaciones se realizan siguiendo parámetros específicos de geometría en ambos huesos, utilizando la huella que deja el ligamento original en ambas estructuras óseas como referencia [20].

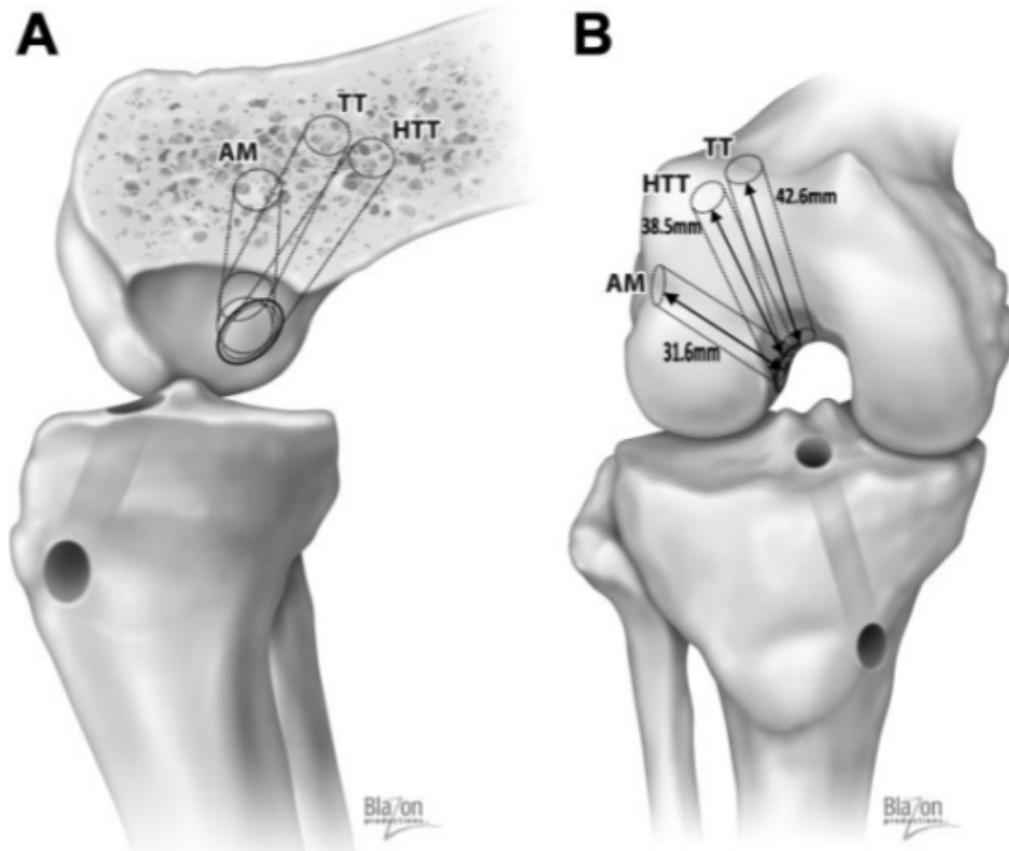


Figura 2.6: Diagrama óseo de la rodilla. Se muestran tres técnicas de perforación del túnel femoral. HTT: Transtibial Híbrida, AM: Antero-medial, TT: Transtibial. Jennings, J. et al. 2017 [19]

Es de gran interés para los objetivos del presente trabajo conocer los ángulos de inserción que diferencian las técnicas de perforación femoral expuestas anteriormente. En el trabajo de investigación realizado por Trofa, D.P. et al. [21], se midieron sistemáticamente los ángulos de inserción de injertos en 30 pacientes de reconstrucción de L.C.A. utilizando al azar las tres técnicas (AM, TT y HTT).

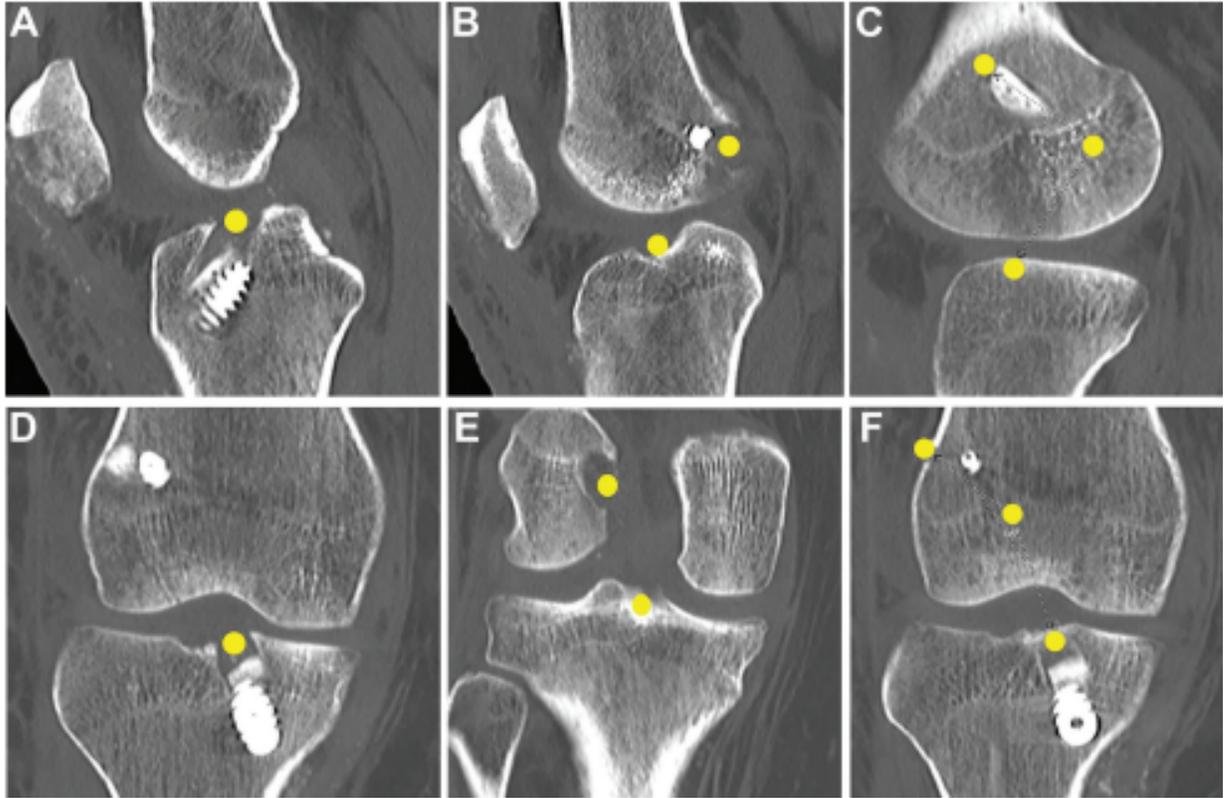


Figura 2.7: Mediciones del ángulo de entrada del injerto en los planos Sagital (A-C) y Coronal (D-F) utilizando los puntos amarillos como punto de medida. (A, D) corresponden a la identificación del centro de la apertura intraarticular de la tibia. (B, E) corresponden a la identificación del centro de la apertura intraarticular del fémur. (C,F) corresponden al centro del tunel extraarticular femoral. [21]

2.5.1. Técnica Anteromedial (AM)

La técnica Anteromedial para la perforación del túnel femoral consiste en generar una cavidad de sección circular en el hueso femoral para el anclaje del injerto, respetando los siguientes ángulos en cada plano anatómico: [21]

Tabla 2.1: Ángulo de entrada del túnel femoral promedio en una técnica de perforación Anteromedial (AM). [21]

	Promedio [°]
Plano Coronal	146.3
Plano Sagital	100.5

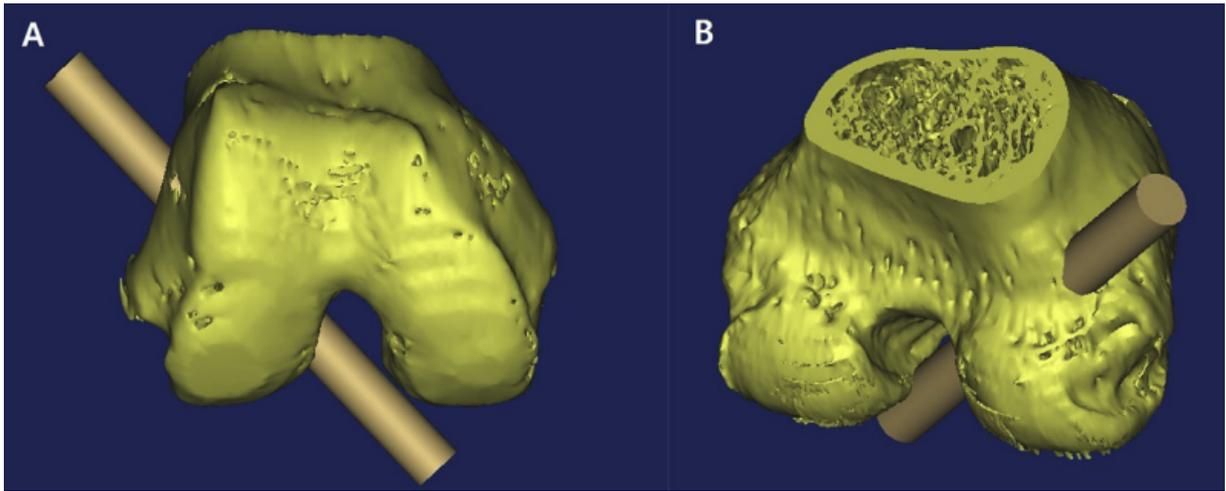


Figura 2.8: Modelo tridimensional de una reconstrucción del túnel femoral mediante una técnica Anteromedial. [22]

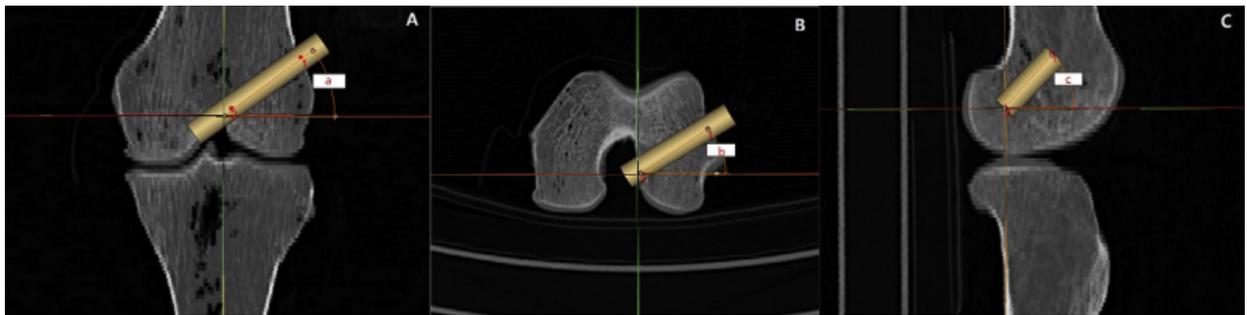


Figura 2.9: Determinación de los ángulos de la inserción del injerto en el túnel femoral mediante la técnica Anteromedial. De izquierda a derecha: plano coronal, plano axial y plano sagital. [22]

2.5.2. Técnica Transtibial (TT)

La técnica Transtibial para la perforación del túnel femoral consiste en generar una cavidad de sección circular en el hueso femoral para el anclaje del injerto, respetando los siguientes ángulos en cada plano anatómico: [23]

Tabla 2.2: Ángulo de entrada del túnel femoral promedio en una técnica de perforación Transtibial (TT). [21]

	Promedio [°]
Plano Coronal	155.4
Plano Sagital	129.1

2.5.3. Técnica Transtibial Híbrida (HTT)

La técnica Transtibial Híbrida para la perforación del túnel femoral se genera como una versión combinada de las dos técnicas anteriores, y consiste en generar una cavidad de sección

circular en el hueso femoral para el anclaje del injerto, respetando los siguientes ángulos en cada plano anatómico: [23]

Tabla 2.3: Ángulo de entrada del túnel femoral promedio en una técnica de perforación Transtibial Híbrida (HTT). [21]

	Promedio [°]
Plano Coronal	158.8
Plano Sagital	111

2.5.4. Injerto

Posteriormente, se utiliza un tendón humano, llamado injerto, para reemplazar el ligamento roto. Dependiendo del origen del tejido puede clasificarse como “Autoinjerto” si proviene del cuerpo del paciente, “Aloinjerto” si proviene del cuerpo de un donante. También se puede utilizar un injerto artificial para reemplazar el ligamento, fabricado de materiales sintéticos como fibra de carbono o teflón, sin embargo esta técnica está siendo probada en la actualidad y no es usada en una medida comparable con las anteriores [17].

El injerto pasa a través de estas perforaciones óseas y, nuevamente, dependiendo de la técnica que el cirujano estime conveniente, es anclado en las mismas con distintos dispositivos de fijación. Sin embargo, la técnica más usada en la actualidad es la fijación por interferencia de tornillo, en la que se utilizan tornillos (de material metálico o bio-absorbente) para comprimir el injerto contra las paredes óseas de los túneles femorales y tibiales. [24]. Cabe acotar que hasta la actualidad, no se ha encontrado una técnica de fijación del injerto que emule de manera perfecta la fijación natural de un ligamento [25].

Las propiedades mecánicas del injerto son similares a las de un ligamento natural al cabo de un período de rehabilitación y fortalecimiento, que no suele abarcar más de 8 meses. [13].

2.5.5. Tenodesis Extraarticular Lateral (L.E.T.)

La Tenodesis Extraarticular Lateral es un procedimiento quirúrgico cuyo objetivo es reducir la rotación interna y traslación de la tibia con respecto al fémur [26], mediante la fijación de un injerto entre la tibia y el fémur, en la zona externa de la rodilla. En la actualidad, no es un procedimiento que se realiza de manera aislada para tratar rodillas con L.C.A. deficiente, sino que se emplea como un método complementario a los actuales procedimientos de reconstrucción de Ligamento Cruzado Anterior.

La primera técnica que se empleó para realizar el procedimiento de Tenodesis Lateral Extraarticular fue la técnica de Lemaire, en la que se desprende quirúrgicamente un trozo de la Banda Iliotibial que era posteriormente pasada a por debajo de Ligamento Colateral Lateral. Se perfora un túnel en el hueso femoral por el que pasa el trozo de banda iliotibial para así salir por debajo del tendón Gastrocnemio, para finalmente ser suturado en el tubérculo de Gendry en el hueso Tibial (Figura 2.10). [27]

Se han desarrollado varios métodos para realizar este procedimiento desde que se popularizó el método de Lemaire en 1967 [27]. Entre ellos se encuentra el procedimiento de MacIntosh, en el que se desprende quirúrgicamente un trozo de la Banda Iliotibial que posteriormente se

pasa por debajo del Ligamento Colateral Lateral. Se perfora un túnel osteoperióstico posterior a la inserción femoral del Ligamento Colateral Lateral. Luego la porción de Banda Iliotibial de pasa a través del septum intramuscular para finalmente ser suturado en el tubérculo de Gerdy (Figura 2.11). [27]

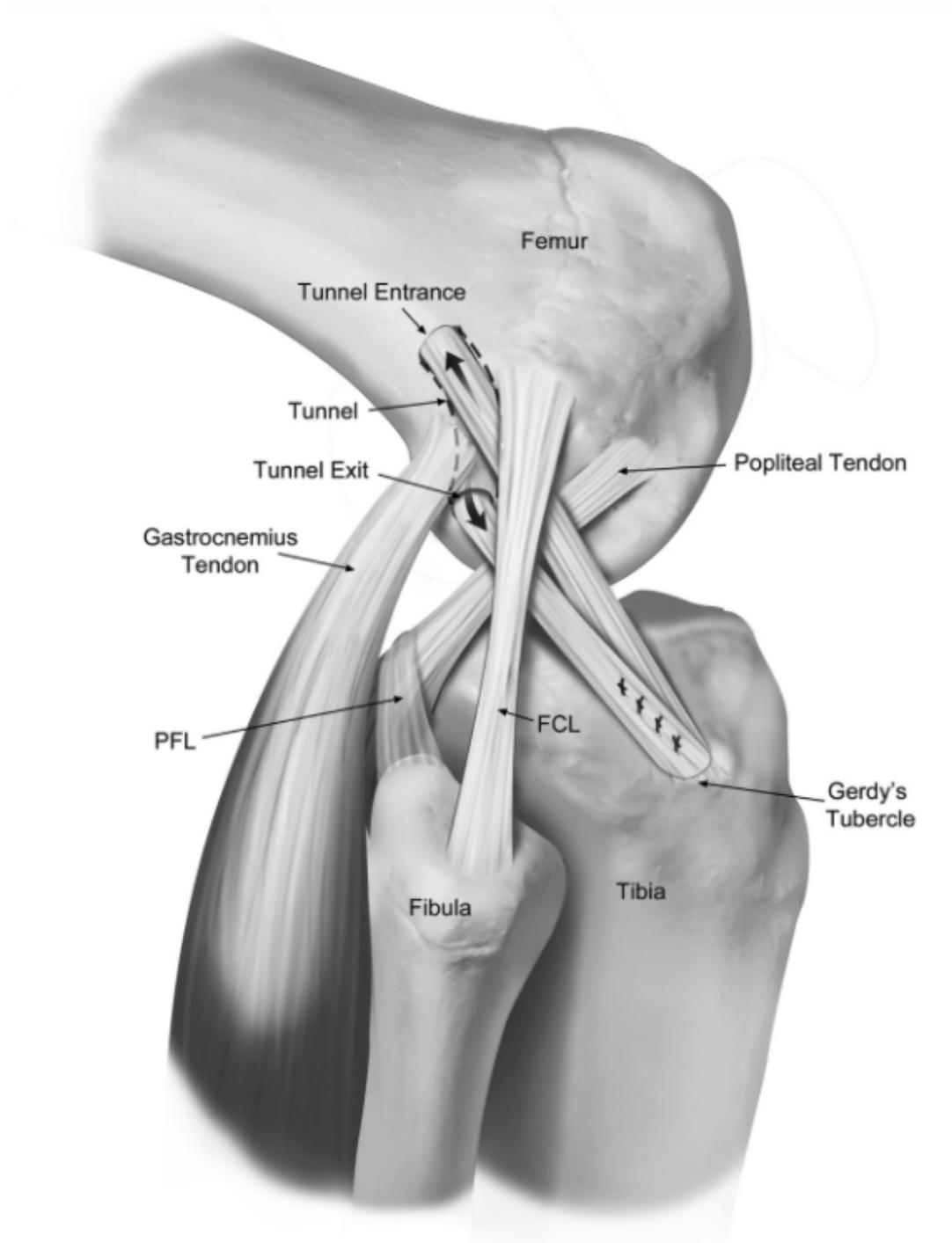


Figura 2.10: Técnica de Tenodesis Lateral Extraarticular de Lemaire. [27]

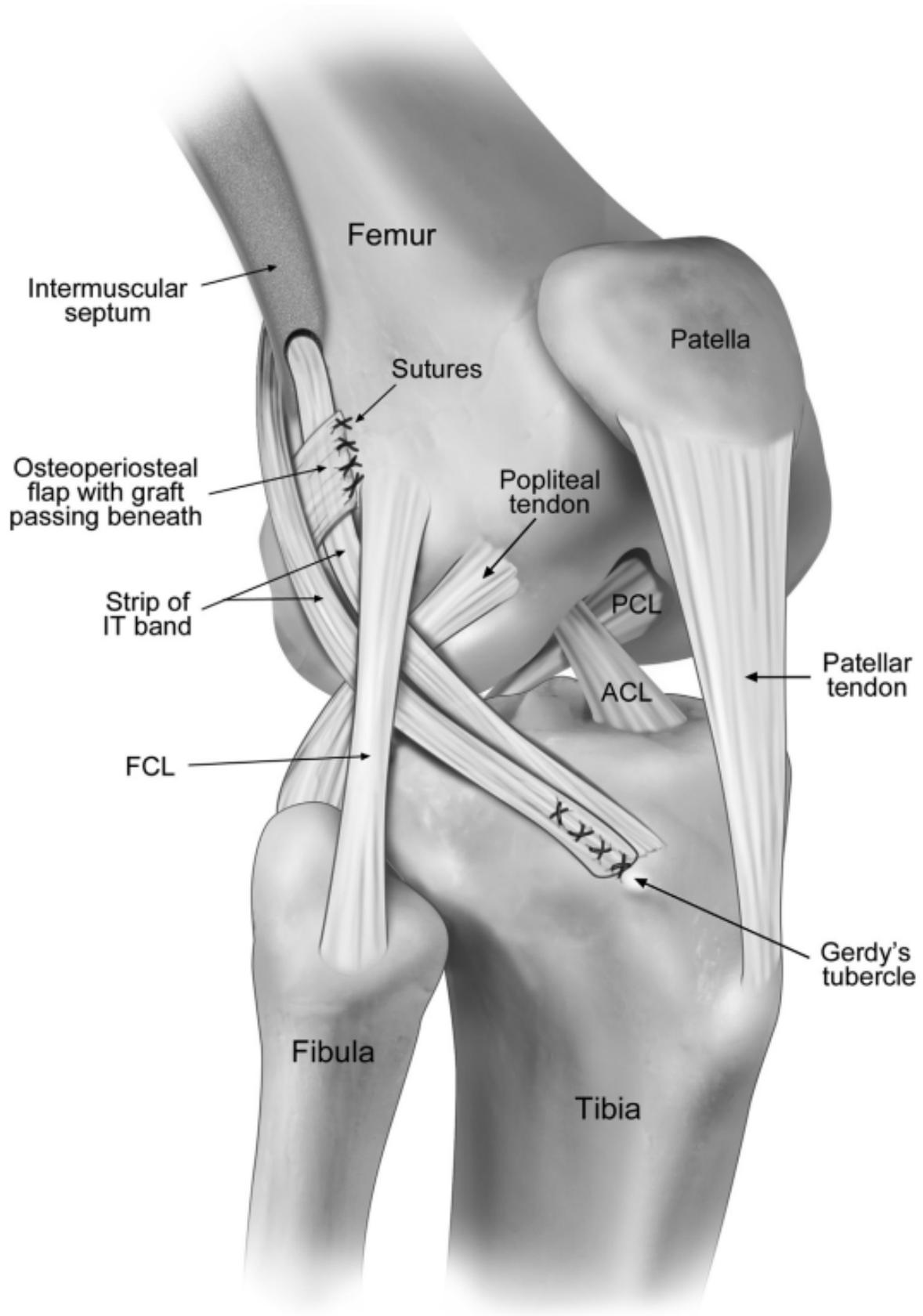


Figura 2.11: Técnica de Tenodesis Lateral Extraarticular de MacIntosh. [27]

2.6. Estudios anteriores

2.6.1. “Computational modeling of ligament mechanics”

En el artículo de Weiss, J. et al. (2001) [7] se realizó una revisión de las técnicas de modelado computacional de tendones y ligamentos. Este estudio afirma que para aplicar satisfactoriamente el método de análisis por elementos finitos en sistemas biomecánicos, se debe definir matemáticamente el comportamiento de los sólidos que componen el sistema. En el caso de los ligamentos, se deben definir las interacciones superficiales con los demás elementos, y la respuesta mecánica ante cargas de compresión y tensión. La descripción de estas características se hace matemáticamente mediante ecuaciones constitutivas, y la complejidad de estas ecuaciones dependerá del detalle necesario del estudio.

2.6.2. “A Review on Finite Element Modeling and Simulation of the Anterior Cruciate Ligament Reconstruction”

Una revisión de las técnicas de modelado computacional y análisis de elementos finitos en rodilla humana se presenta en el review de Benos, L. et al. (2020) [28]. En él se ratifica la importancia del análisis de elementos finitos como herramienta en la evaluación pre-clínica de pacientes con lesiones en la articulación.

De los 26 artículos incluidos en la revisión de Benos, L et al. (2020) [28], 15.4 % incluyeron la articulación patelo-femoral, 46,2 % no incluyeron en el modelado los meniscos o cartílagos y 34.6 % consideraron una pre-tensión del L.C.A. La mayoría de los artículos incluidos en la revisión consideraron al L.C.A como material hiperelástico un 46,15 %, como elástico lineal un 23,1 % y como resortes no lineales un 19,2 %. En cuanto a los huesos, se consideraron en un 65,4 % de los estudios como un material rígido. En Weiss et al. 2001 [7], se definió como incompresible el L.C.A. debido su contenido de agua (dos tercios de su peso es agua).

La forma más sencilla de representar el comportamiento mecánico de la reconstrucción del ligamento cruzado anterior es mediante cuatro resortes tensionales no lineales [29, 30].

$$f = \begin{cases} 0, & \epsilon < 0 \\ \frac{0.25k\epsilon^2}{\epsilon_l}, & 0 \leq \epsilon \leq 2\epsilon_l \\ k(\epsilon - \epsilon_l), & \epsilon > 2\epsilon_l \end{cases} \quad (2.1)$$

donde $\epsilon = (l - l_0)/l_0$ denota la deformación del ligamento, l la longitud de deformación y l_0 la longitud en la que el tejido comienza a soportar la carga en tensión. La constante k corresponde al módulo axial de la región lineal de la curva fuerza-deformación. $2\epsilon_l$ corresponde a la deformación crítica en la que el comportamiento del tejido se vuelve lineal.

Varios estudios, como los de Chizari y Wang [31], Vairis, et al. [32] y Completo, et al [33], utilizan un modelo elastico lineal para representar el ligamento cruzado anterior y también la reconstrucción del mismo, ya que argumentan que el tiempo de carga es muy corto en el movimiento flexional de la articulación, por lo que no consideran la viscoelasticidad del tejido.

2.6.3. “3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network”

El modelado computacional inicia con la obtención de imágenes médicas del sistema, como por ejemplo, resonancias magnéticas. Estas imágenes se procesan con un software capaz de segmentar las estructuras importantes para el estudio [34], como huesos, cartílagos, meniscos, tendones y ligamentos. Con la segmentación de cada estructura, se obtiene un modelo en 3 dimensiones de cada una, específico para el paciente. Este modelo tridimensional se utiliza posteriormente en el análisis por elementos finitos, para crear un mallado que contenga el volumen del modelo.

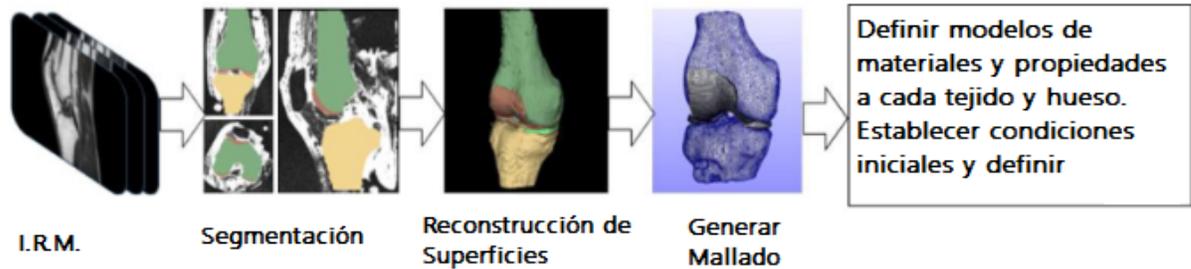


Figura 2.12: Resumen del proceso de modelado tridimensional de una rodilla humana. Adaptado de: Benos, L. et al. (2020) [28].

Para la elaboración del presente estudio se considera un modelo hiperelástico isotrópico para la reconstrucción del L.C.A., utilizado en el estudio realizado por Cheng, R. et al. (2021) *The femoral tunnel drilling angle at 45o coronal and 45o sagittal provided the lowest peak stress and strain on the bone tunnels and anterior cruciate ligament graft* [35].

2.7. Estudio de validación

Tabla 2.4: Propiedades de materiales de tejidos en el modelo de rodilla de estudio de validación. [35]

Tejido	Material	Parámetros
Hueso	Elástico Isotrópico	$E=0.4$ [GPa], Poisson's (ν)=0.33
Cartílago	Elástico Isotrópico	$E=5$ [GPa], Poisson's (ν)=0.33
Meniscos	Elástico Ortotrópico	$E_\theta = 125\text{MPa}$, $E_R = E_Z = 27.5\text{MPa}$, $G_{R\theta} = G_{Z\theta} = 2\text{MPa}$, $G_{RZ} = 10.34$, $V_{R\theta} = V_{Z\theta} = 0.1$, $V_{RZ} = 0.33$
L.C.A.	Hiperelástico Isotrópico	Veronda-Westmann: $\alpha = 0.3\text{MPa}$, $\beta = 12.20$
L.C.P.	Hiperelástico Isotrópico	Veronda-Westmann: $\alpha = 0.18\text{MPa}$, $\beta = 17.35$
L.C.M& L.C.L.	Hiperelástico Isotrópico	Mooney-Rivlin: $C1 = 30.1$ MPa, $C2 = -27.1$ MPa

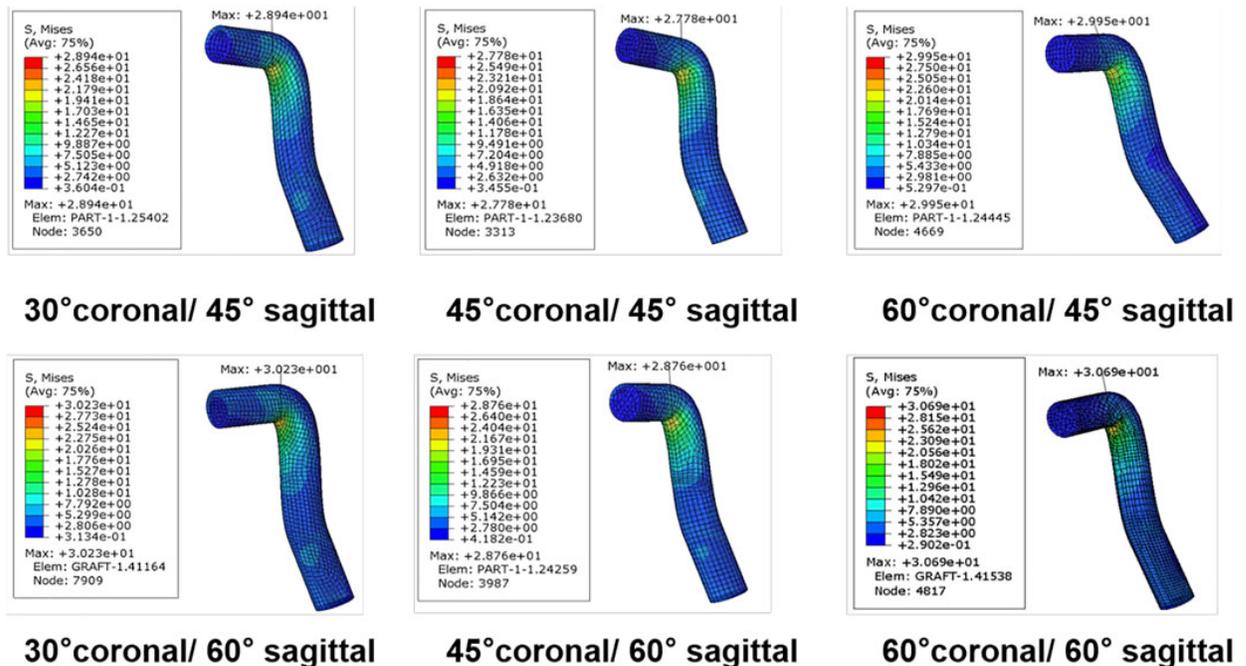


Figura 2.13: Esfuerzos de Von Mises en el modelo de reconstrucción de L.C.A. del estudio de validación [35].

El estudio usado como validación del modelo corresponde al quinto caso de simulación realizado en el estudio de Cheng, R. et al. (2021) [35], “*The Femoral Tunnel Drilling Angle at 45° Coronal and 45° Sagittal Provided the Lowest Peak Stress and Strain on the Bone Tunnels and Anterior Cruciate Ligament Graft*”, ya que en él se realiza una simulación

de cargas sobre un modelo de rodilla con reconstrucción de Ligamento Cruzado Anterior, utilizando una técnica de perforación femoral Anteromedial. El material usado en el estudio de validación corresponde a un material Hiperelástico Isotrópico de Veronda-Westmann, de parámetros indicados en la Tabla 2.4. La carga aplicada en el estudio de validación es de $104[N]$ (un 15 % del peso corporal) desde la zona anterior del fémur hacia posterior.

Capítulo 3

Metodología

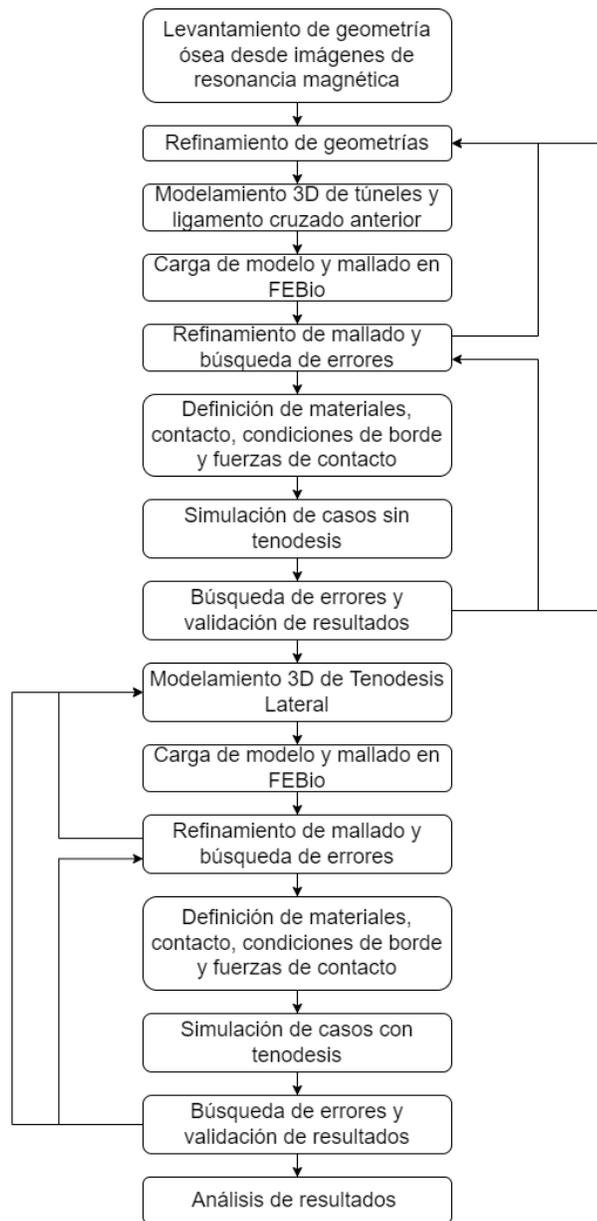


Figura 3.1: Diagrama de la metodología seguida a lo largo de la memoria.

3.1. Levantamiento de geometría ósea mediante I.R.M.

Las imágenes de resonancia magnética entregadas por el laboratorio de biomecánica de la Clínica MEDS son procesadas mediante el software 3DSlicer, programa de código abierto en el que se filtra por densidad el conjunto óseo de la articulación, y se genera un modelo 3D en formato .STL.

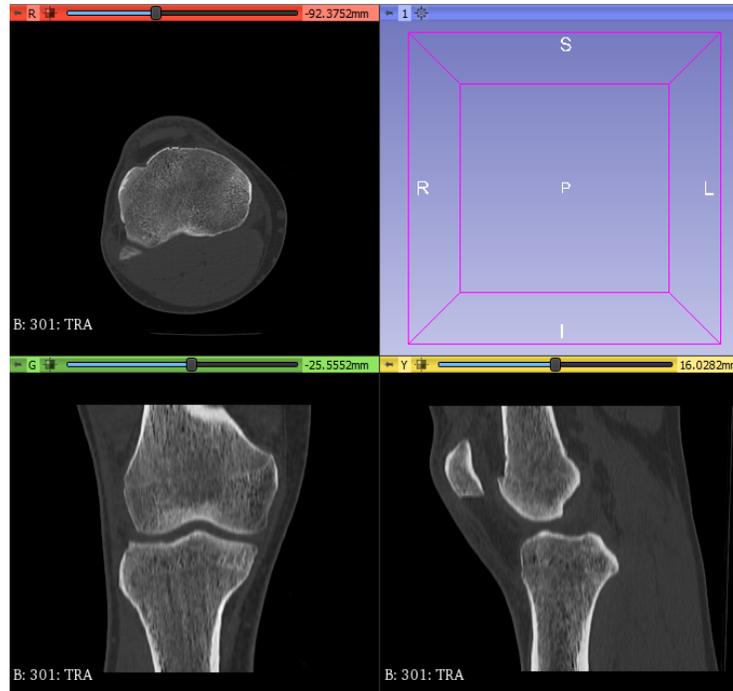


Figura 3.2: Procesamiento de archivo .DICOM en software 3DSlicer.

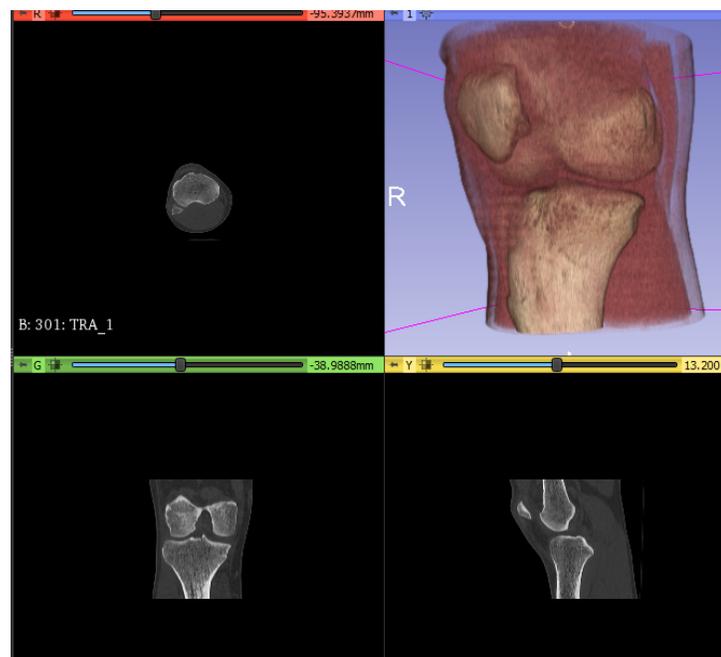


Figura 3.3: Levantamiento de conjunto óseo en 3D.

3.2. Refinamiento de geometría

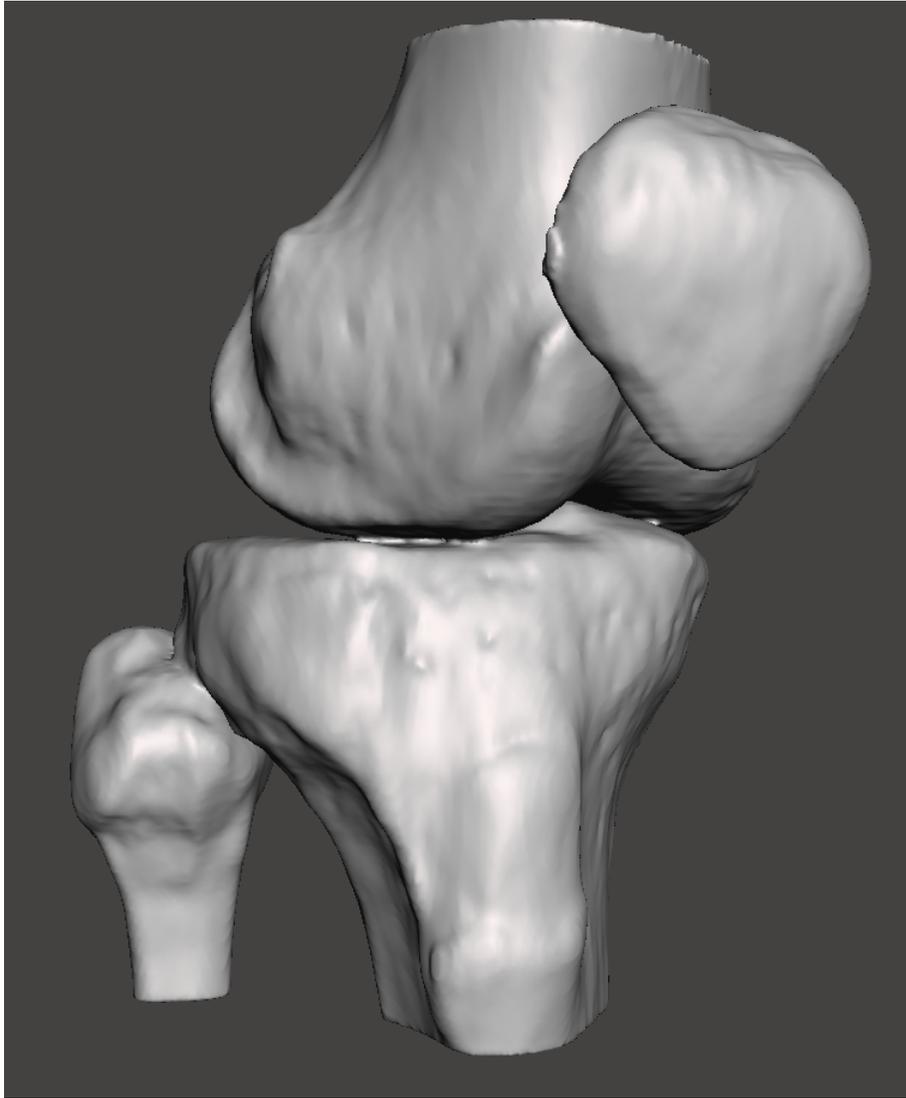
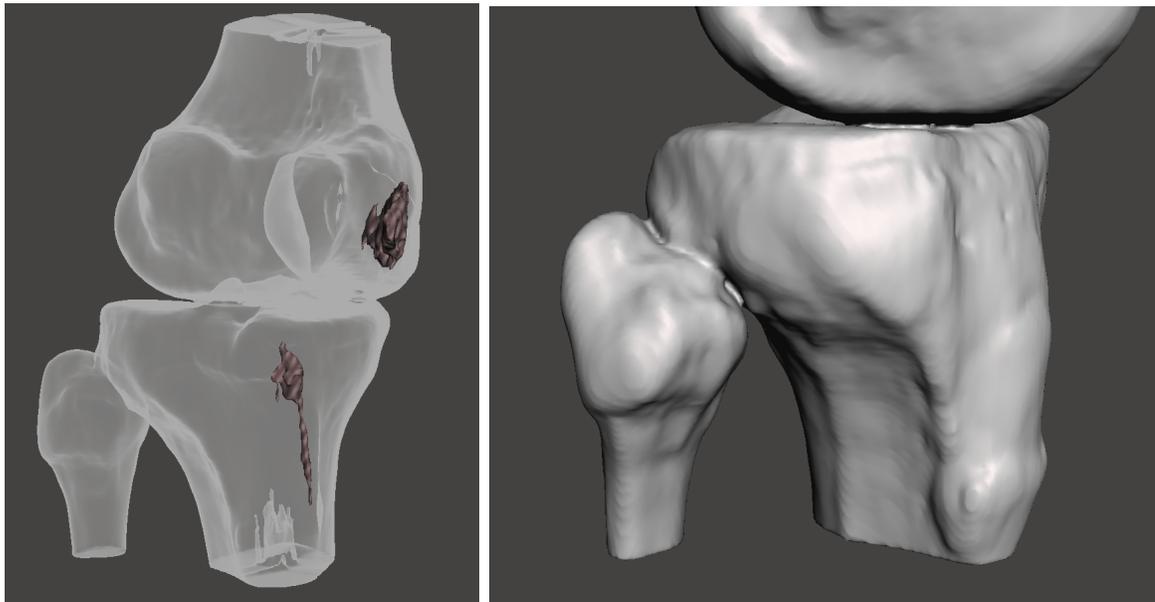


Figura 3.4: Levantamiento de conjunto óseo en 3D.

Las geometrías tridimensionales obtenidas anteriormente se cargan en el programa Mesh-mixer de Autodesk. Este software permite manejar archivos con formato .STL para editar su geometría. En este programa se pueden observar los principales problemas con el modelo tridimensional. En la Figura 3.5.a se observa como la geometría posee en su interior cuerpos que el filtro de 3D Slicer no pudo eliminar. Esto se corrige eliminando los residuos internos, y generando un sólido a partir de la superficie del conjunto óseo obtenido.



(a) Residuos internos.

(b) Secciones unidas entre hueso.

Figura 3.5: Errores principales del primer modelo tridimensional obtenido de imágenes de resonancia magnética.

En la Figura 3.5.b se observa que el cuerpo tridimensional que representa la fíbula está unida con la tibia, al igual que el fémur con la tibia. Esto se corrige eliminando la unión entre estos cuerpos que en realidad están separados, utilizando operaciones booleanas. El nuevo conjunto separado y corregido se observa en la Figura 3.6.

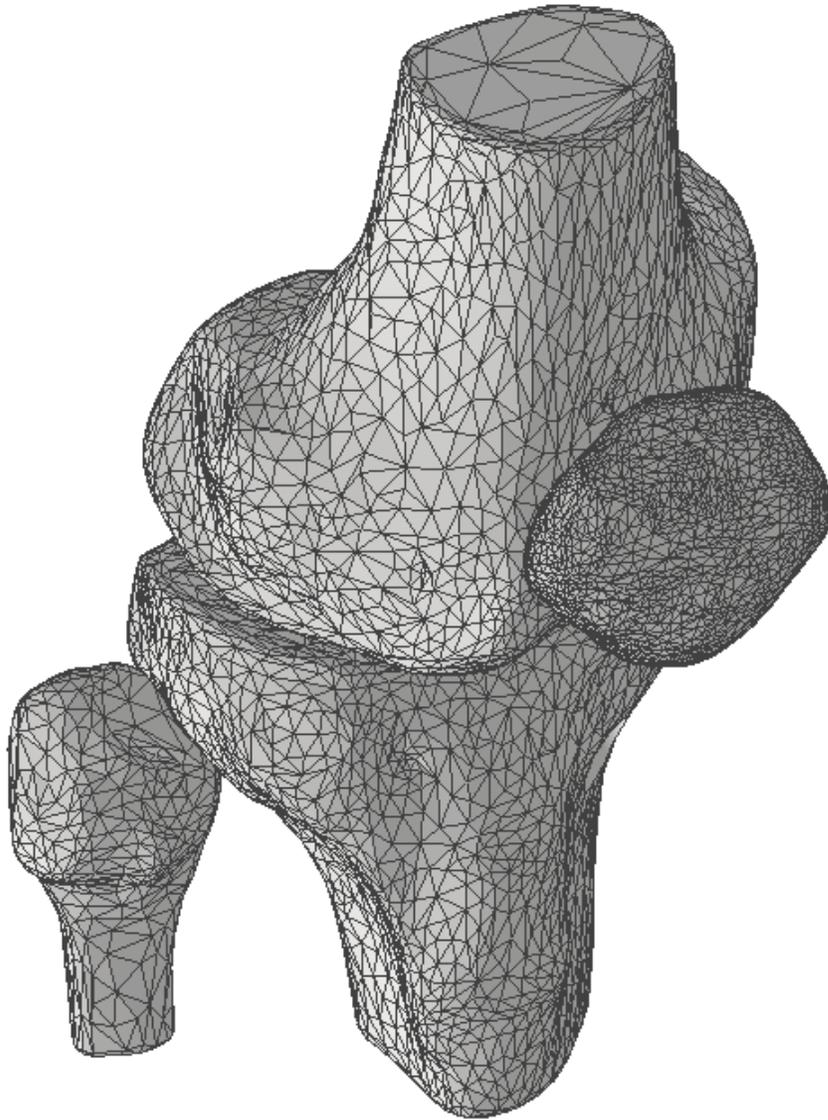


Figura 3.6: Vista isométrica del modelo de conjunto óseo refinado.

3.3. Modelamiento de túneles femorales y tibiales

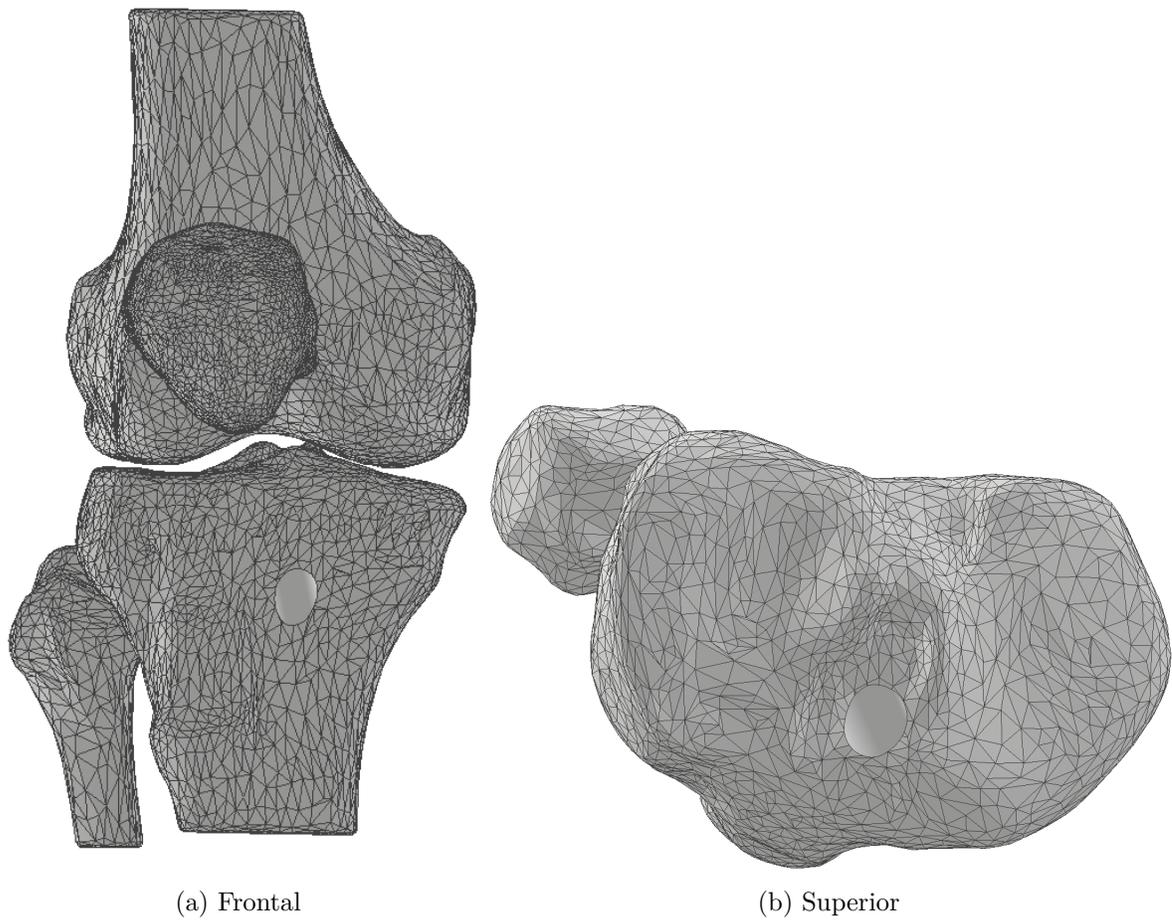


Figura 3.7: Modelamiento de túnel tibial.

La geometría tridimensional refinada se importa en el programa Autodesk Inventor. En este software se modelan los túneles por los que pasa la reconstrucción del Ligamento Cruzado Anterior. Esto se realiza mediante operaciones booleanas, creando una perforación de sección circular de radio 4.5mm. La primera perforación que se realiza es la del túnel tibial, se puede observar en la Figura 3.7.a en vista frontal y en la Figura 3.7.b en vista superior.

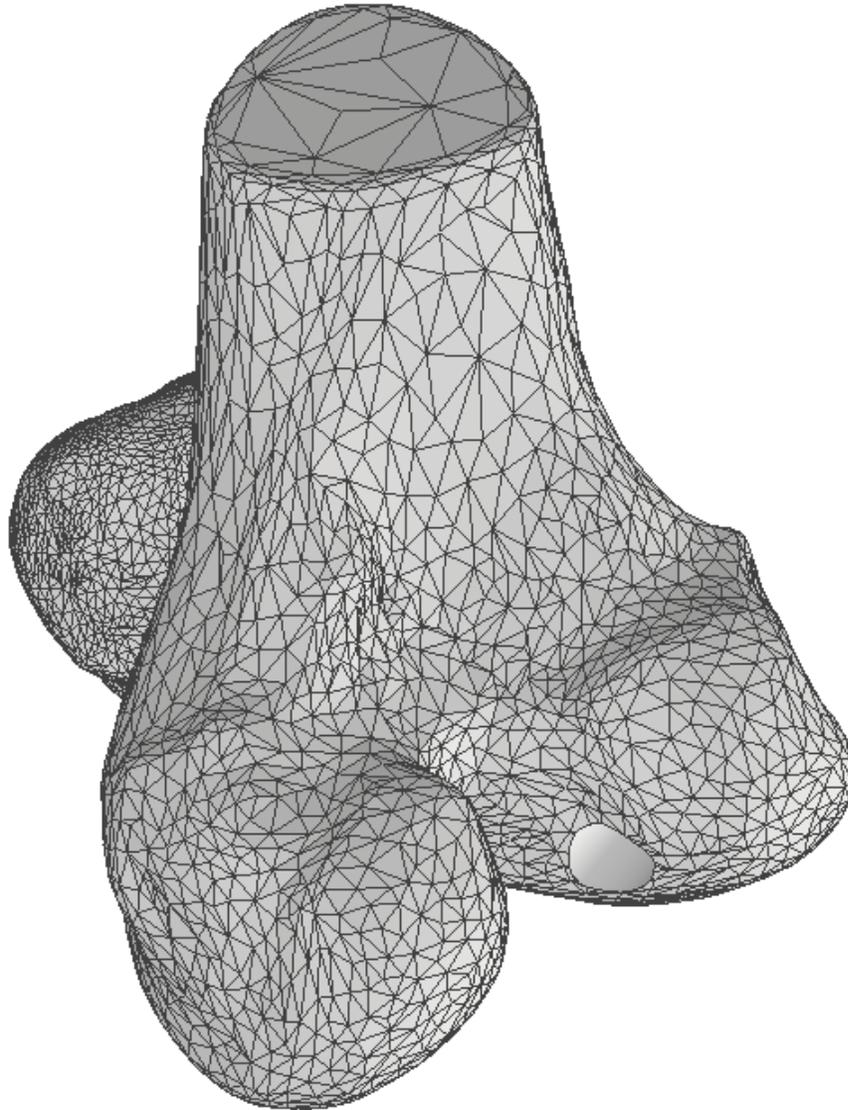


Figura 3.8: Modelamiento de túnel femoral con técnica Anteromedial.

Posteriormente, se elaboran mediante operaciones booleanas las perforaciones en el modelo tridimensional del fémur, que representan el túnel femoral que se realiza en la cirugía de reconstrucción del LCA, en las tres distintas técnicas empleadas. Este túnel, al igual que el túnel tibial, es de sección circular de radio 4.5mm. Se puede observar en la Figura 3.8 el modelamiento del túnel femoral con la técnica Anteromedial, en la Figura 3.9 el modelamiento del túnel femoral con la técnica Transtibial y en la Figura 3.10 el modelamiento del túnel femoral con la técnica Transtibial Híbrida. Los puntos de referencia que se utilizan para la elaboración de los túneles femorales es la que se emplea en el estudio realizado por Trofa, D.P. et al. [21]. En la Figura 2.7 se observan los puntos de referencia en los planos Sagital y Coronal.

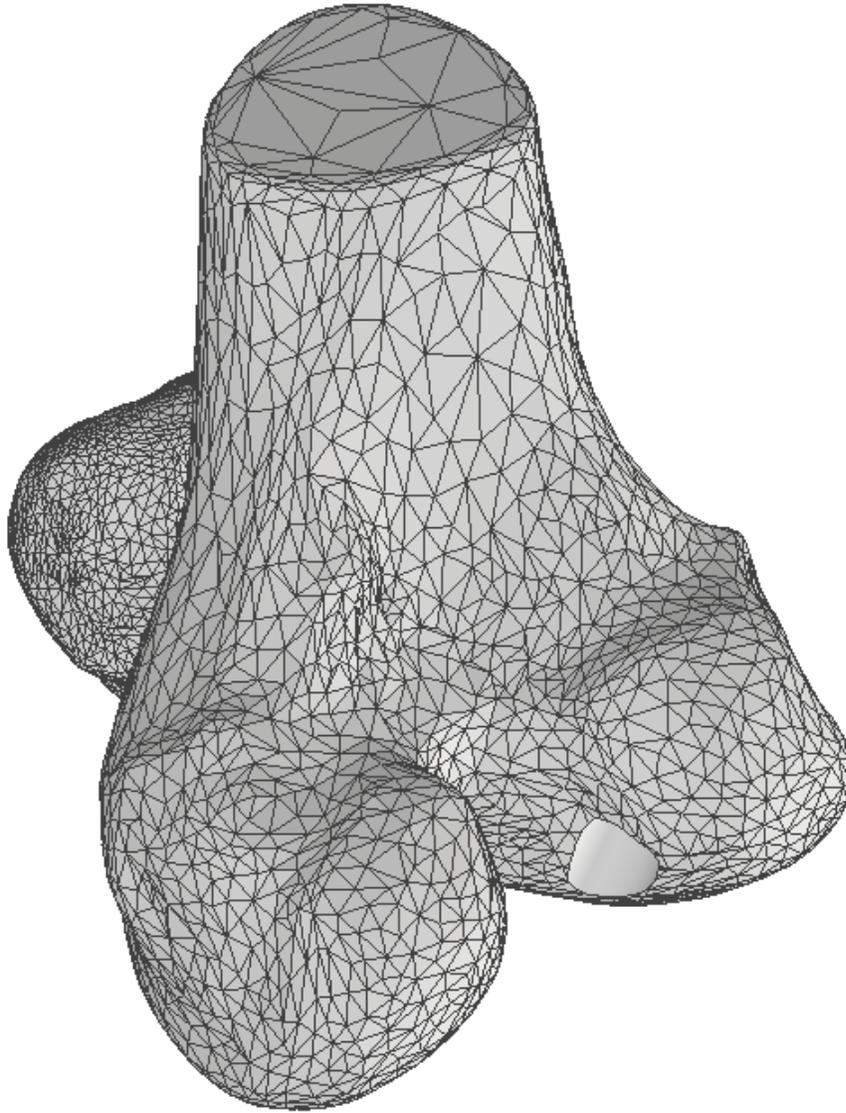


Figura 3.9: Modelamiento de túnel femoral con técnica Transtibial.

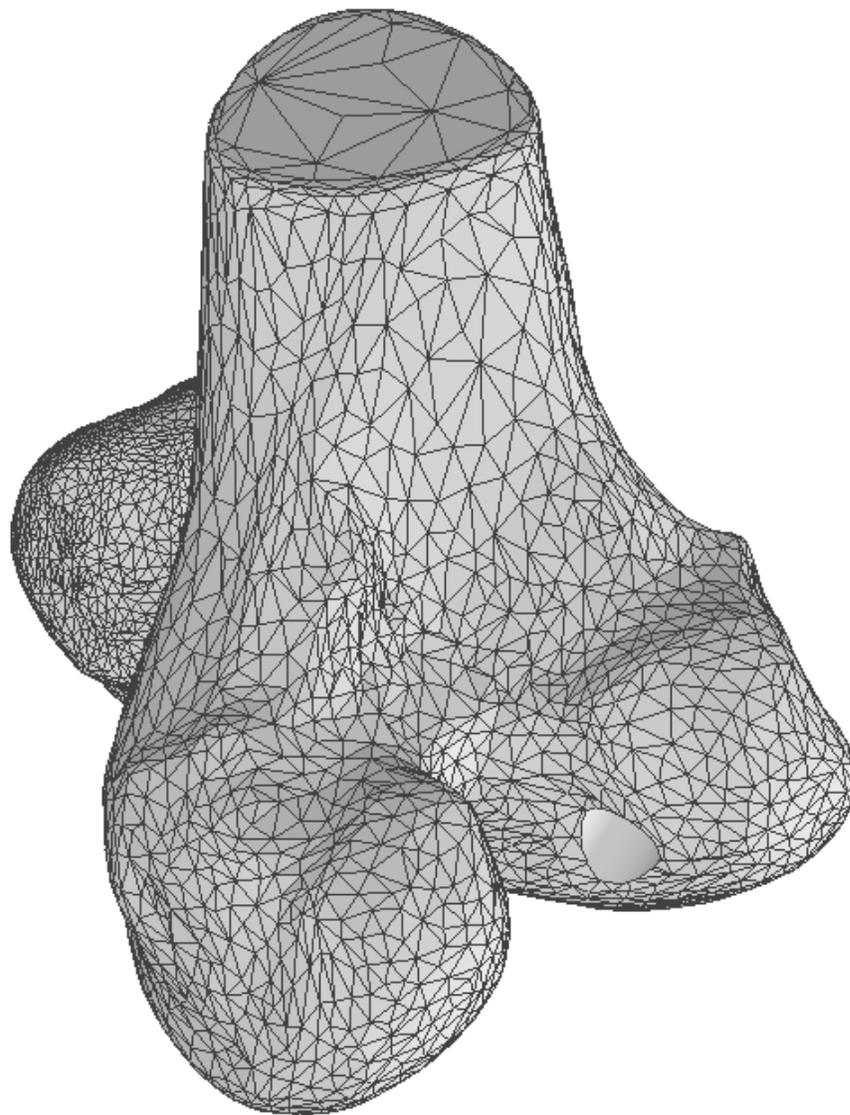


Figura 3.10: Modelamiento de túnel femoral con técnica Transtibial Híbrida.

3.4. Modelamiento injerto de Ligamento Cruzado Anterior

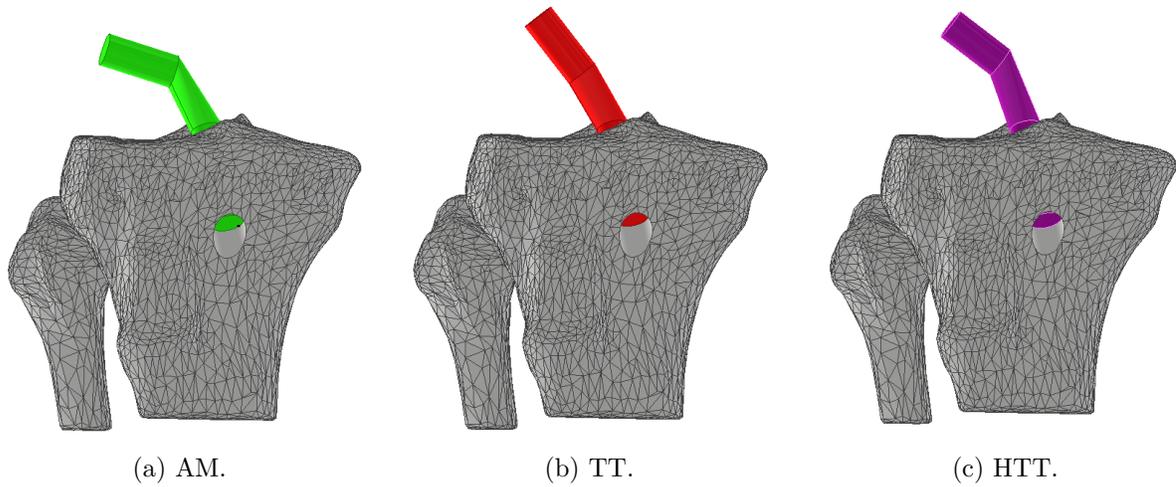


Figura 3.11: Modelamiento de L.C.A. en túneles perforados, para cada técnica distinta. (a) Técnica Anteromedial. (b) Técnica Transtibial. (c) Técnica Transtibial Híbrida.

Una vez elaborados los túneles femorales y tibiales, se crea el injerto de LCA en cada una de las perforaciones. Este modelo de reconstrucción de Ligamento Cruzado Anterior es de sección circular y de 8mm de diámetro. El injerto se inserta en cada túnel con una profundidad de 25mm. En las Figuras 3.11.a, 3.11.b y 3.11.c se observan los injertos (técnica Anteromedial, técnica Transtibial y técnica Transtibial Híbrida, respectivamente) en el modelo de rodilla.

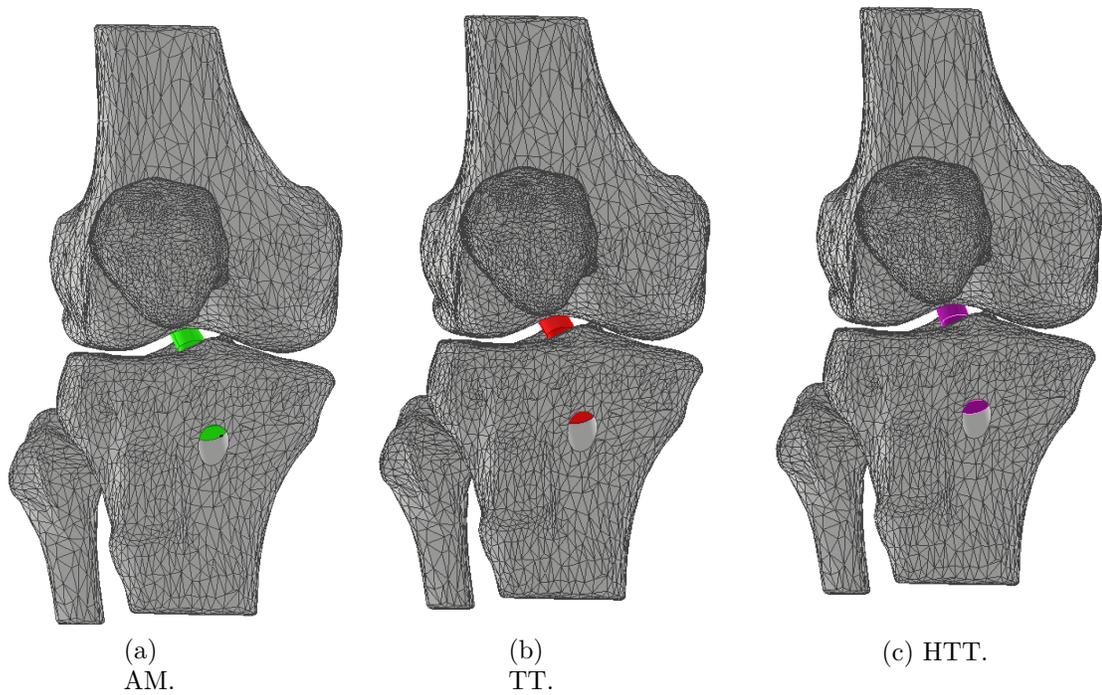


Figura 3.12: Vista frontal del modelamiento de L.C.A. en túneles perforados, para cada técnica distinta. (a) Técnica Anteromedial. (b) Técnica Transtibial. (c) Técnica Transtibial Híbrida.

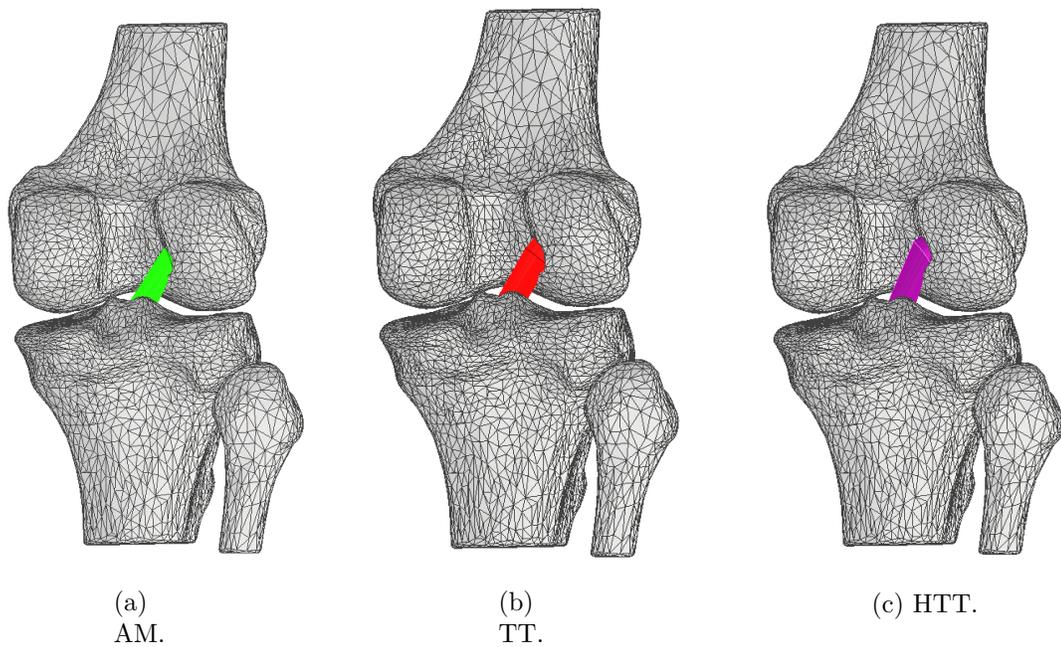


Figura 3.13: Vista trasera del modelamiento de L.C.A. en túneles perforados, para cada técnica distinta. (a) Técnica Anteromedial. (b) Técnica Transtibial. (c) Técnica Transtibial Híbrida.

3.5. Mallado en FEBio

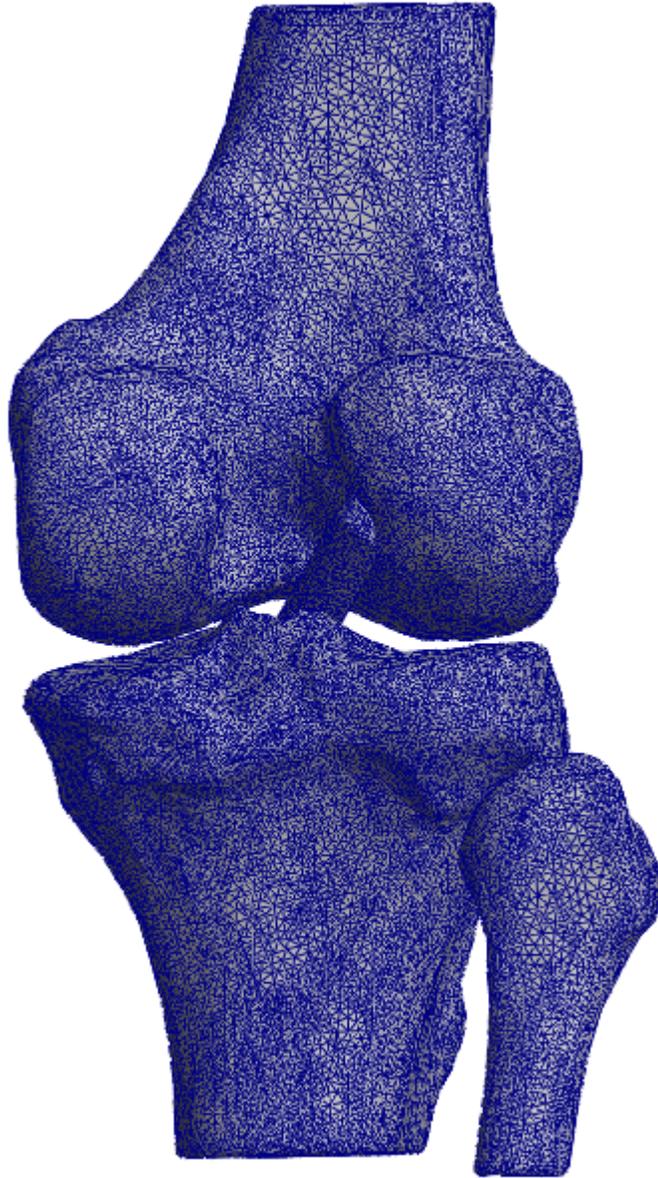


Figura 3.14: Vista trasera del mallado del conjunto de rodilla completo sin considerar Tenodesis en el software FEBio.

Los conjuntos elaborados son importadas en el programa de análisis de elementos finitos para biomecánica FEBio, software en el que se levanta el mallado de cada uno de los componentes del sistema utilizando TetGen como herramienta de mallado. A continuación se expone en detalle la cantidad de nodos y elementos del mallado de cada uno de los componentes:

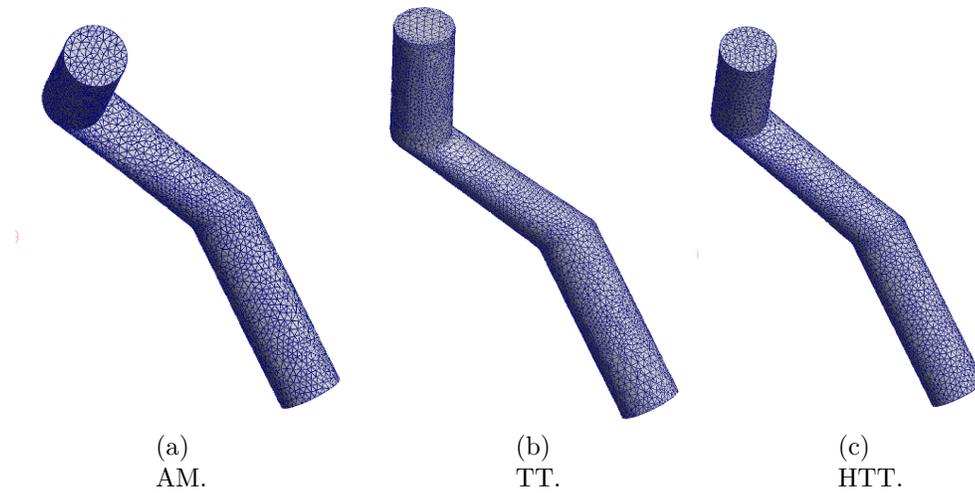


Figura 3.15: Mallado en FEBio del L.C.A. para cada técnica quirúrgica. (a) Técnica Anteromedial. (b) Técnica Transtibial. (c) Técnica Transtibial Híbrida.

El mallado de los injertos se puede observar en la Figura 3.15, donde se presenta el mallado de la reconstrucción de L.C.A. con técnica Anteromedial (Figura 3.15.a) con 8.812 nodos y 42.454 elementos, el mallado de la reconstrucción de L.C.A. con técnica Transtibial (Figura 3.15.b con 11.482 nodos y 53.070 elementos) y el mallado de la reconstrucción de L.C.A. con técnica Transtibial Híbrida con 9.776 nodos y 48.076 elementos (Figura 3.15.c).

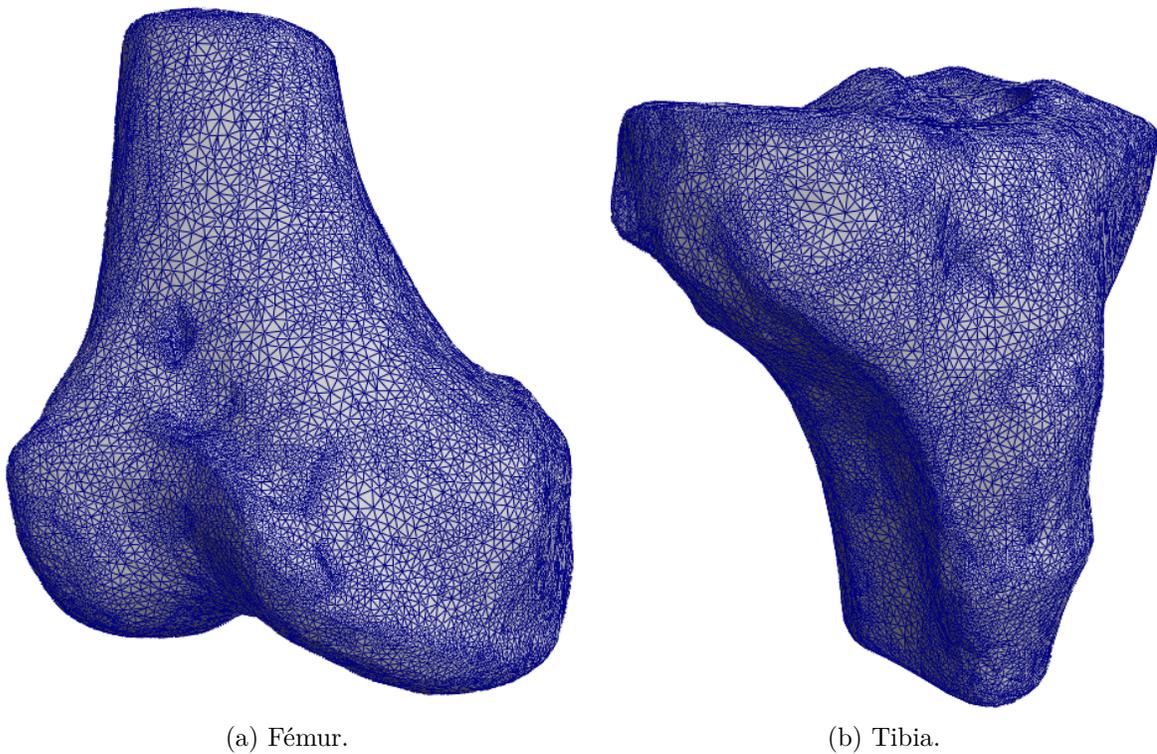


Figura 3.16: Mallado en FEBio de (a) Fémur. y (b) Tibia.

El mallado de los huesos Fémur y Tibia se puede observar en la Figura 3.16, donde se presenta el mallado del Fémur con 59.004 nodos y 252.127 elementos (Figura 3.16.a) y el mallado de la Tibia con 65.585 nodos y 281.200 elementos (Figura 3.16.b).

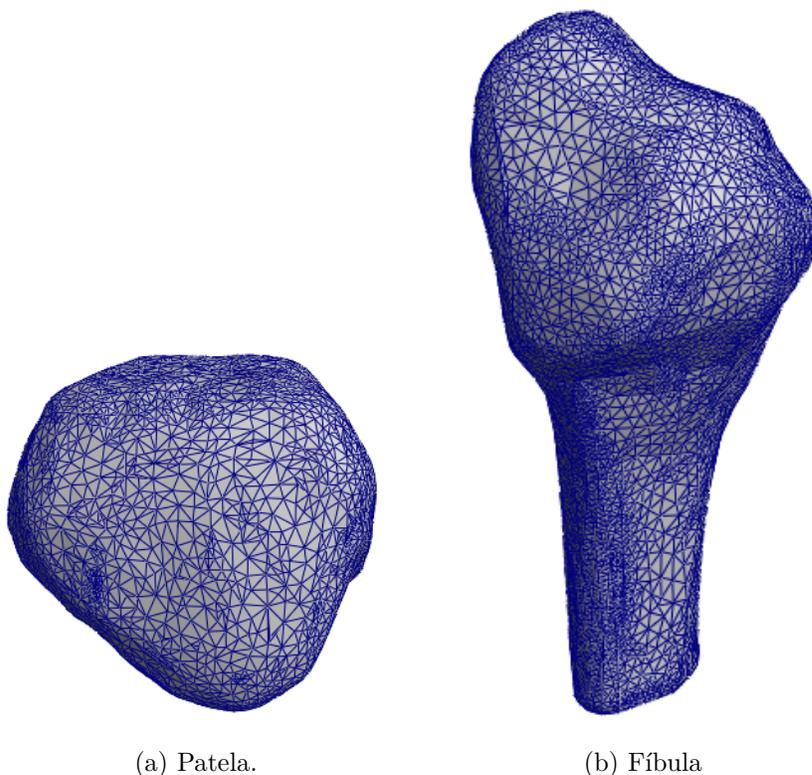


Figura 3.17: Mallado en FEBio de (a) Patela. y (b) Fíbula.

El mallado de los huesos Patela y Fíbula se puede observar en la Figura 3.17, donde se presenta el mallado de la Patela con 9.562 nodos y 44.485 elementos (Figura 3.16.a) y el mallado de la Tibia con 11.727 nodos y 46.610 elementos (Figura 3.16.b).

3.6. Carga de propiedades mecánicas

Los materiales para cada componente del modelo se configuran dentro del software FEBio siguiendo los valores de la Tabla 3.1. Se utiliza el material del estudio de validación (Cheng, R. et al. [35]) 2.4 para el injerto de Ligamento Cruzado Anterior.

Tabla 3.1: Propiedades de materiales de tejidos en el modelo de rodilla

Tejido	Material	Parámetros
Hueso	Cuerpo Rígido	$E=0.4$ [GPa], Poisson's (ν)=0.33
L.C.A.	Hiperelástico Isotrópico	Veronda-Westmann: $\alpha = 0.3MPa, \beta = 12.20$

3.7. Condiciones de borde

Las condiciones de borde se configuran de la siguiente manera para cada simulación:

3.7.1. Traslación Anterior-Posterior

Tabla 3.2: Condiciones de borde en simulación de Traslación Anterior-Posterior.

Tejido	DOF	Detalle
Fémur	1	Traslación en eje Anterior-Posterior
Tibia	0	Movimiento restringido totalmente
Patela	0	Movimiento restringido totalmente
Fíbula	0	Movimiento restringido totalmente
L.C.A.	6	Libertad total de movimiento

3.7.2. Varo

Tabla 3.3: Condiciones de borde en simulación de rotación en Varo.

Tejido	DOF	Detalle
Fémur	1	Rotación en eje Anterior-Posterior
Tibia	0	Movimiento restringido totalmente
Patela	0	Movimiento restringido totalmente
Fíbula	0	Movimiento restringido totalmente
L.C.A.	6	Libertad total de movimiento

3.7.3. Rotación Interna

Tabla 3.4: Condiciones de borde en simulación de Rotación Interna.

Tejido	DOF	Detalle
Fémur	1	Rotación en eje Proximal-Distal
Tibia	0	Movimiento restringido totalmente
Patela	0	Movimiento restringido totalmente
Fíbula	0	Movimiento restringido totalmente
L.C.A.	6	Libertad total de movimiento

3.8. Contactos

Los contactos en las zonas de inserción del injerto con los huesos Fémur y Tibia se configuran como contactos rígidos entre nodos.

3.9. Simulación del modelo

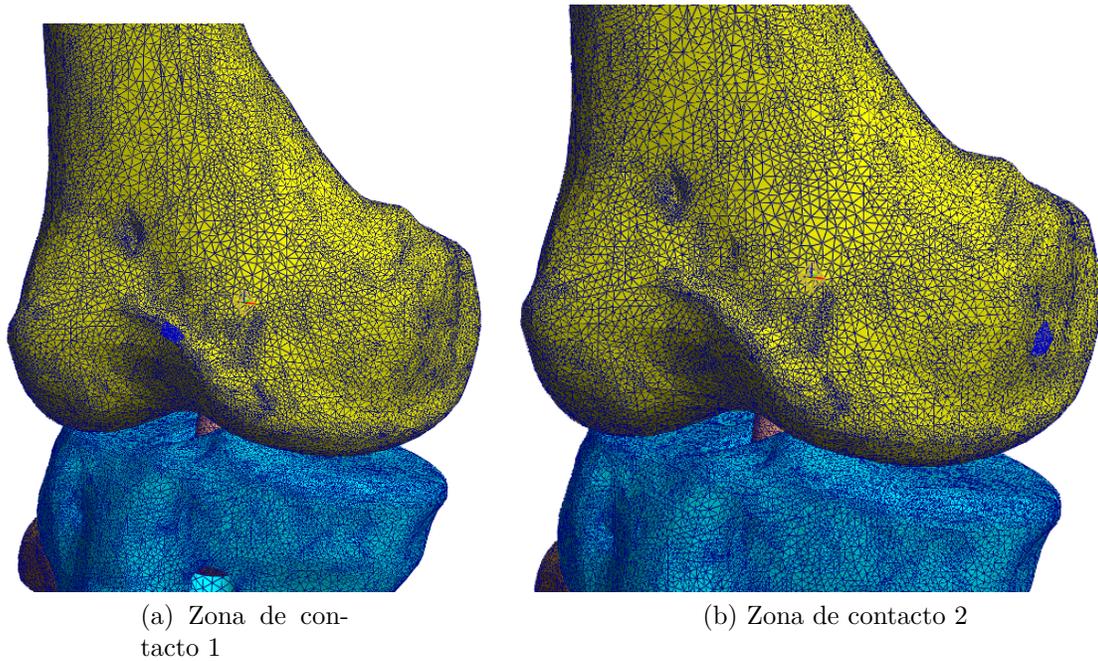


Figura 3.18: Zonas del modelo donde se aplica la fuerza de simulación en cada caso.

Para simular los movimientos de interés en este estudio, se aplican cargas en zonas particulares del hueso femoral. Para generar un movimiento de traslación en el eje Anterior-Posterior (ver Figura 2.5) se aplica una carga de 120 [N] en la zona del fémur indicada en la Figura 3.18.a, en dirección posterior. En el caso del movimiento de rotación en Varo se aplica un momento en el hueso femoral de 1.6 [Nm], aplicando una fuerza equivalente de 32 [N] en la zona indicada en la Figura 3.18.b, en dirección Inferior. En el caso de la Rotación Interna, se aplica un momento en el hueso femoral de 0.8 [Nm]. aplicando una fuerza equivalente en dirección posterior de 16 [N].

3.10. Modelamiento de Tenodesis Extraarticular Lateral

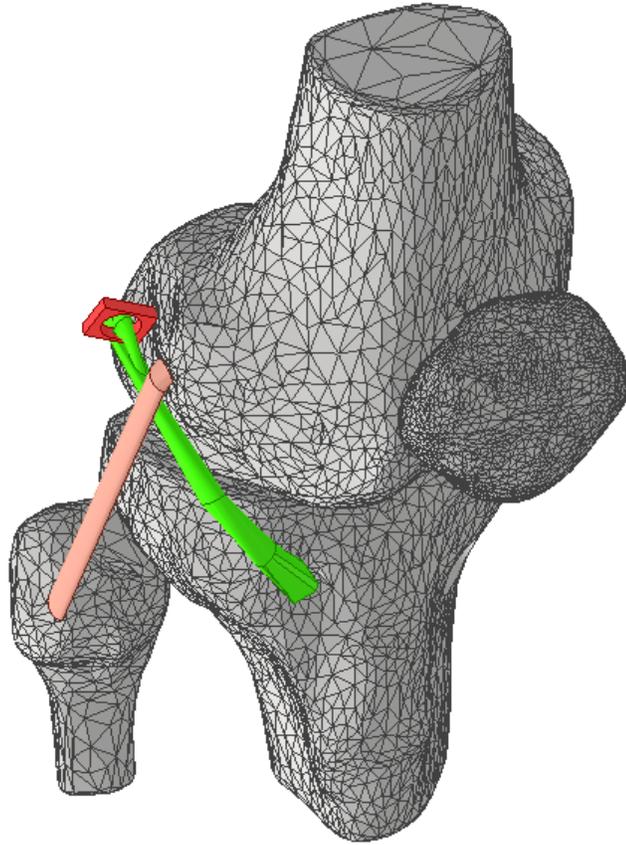


Figura 3.19: Vista isométrica de modelamiento de Tenodesis Lateral

El modelamiento de la Tenodesis Extraarticular Lateral en este estudio se basa en la técnica de MacIntosh (Figura 2.11). Para esto se generan las geometrías correspondientes al Septum, la Banda Iliotibial (BIT) y el Ligamento Colateral Lateral (LCL), utilizando el software Autodesk Inventor.

Como se observa en la Figura 3.19 estas estructuras se pueden apreciar de color rojo, color verde y color rosado, respectivamente. La geometría de la Banda Iliotibial comienza en la zona de la Tibia conocida como el Tubérculo de Geardy, una protuberancia natural del hueso. Esta banda atraviesa un tejido conocido como Septum, que se encuentra al costado del hueso femoral, quedando suturada sobre sí misma. La sección transversal de la Banda Iliotibial modelada tiene un diámetro de 5mm en sus zonas más angostas y 7mm en sus zonas más gruesas. Esta técnica de Tenodesis considera el soporte del Ligamento Colateral Lateral, por lo que se genera esta geometría partiendo de la fíbula, hasta llegar al hueso femoral, con una sección circular no mayor a 7mm de diámetro.

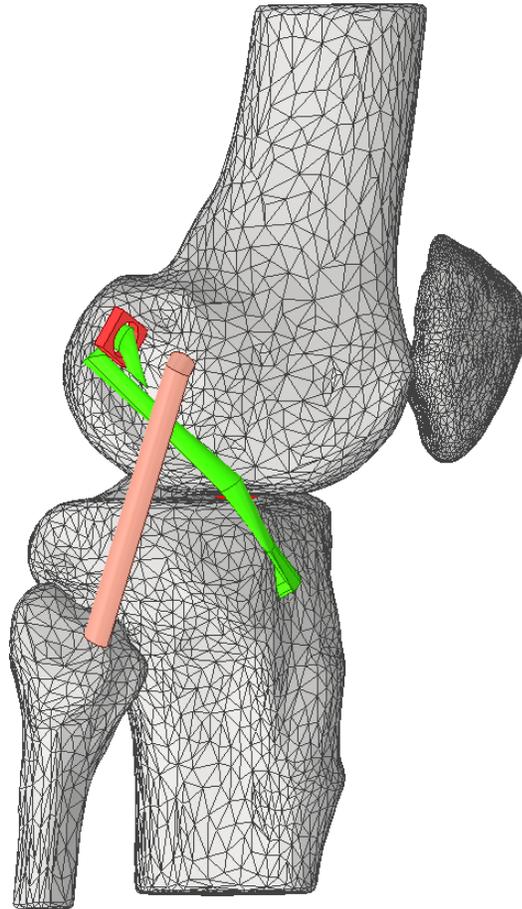


Figura 3.20: Vista lateral de modelamiento de Tenodesis Lateral

La Tenodesis Lateral se levanta utilizando los tres modelos anteriores con las tres técnicas de perforaciones femorales (Anteromedial, Transtibial y Transtibial Híbrida), para posteriormente generar un mallado de las nuevas geometrías.

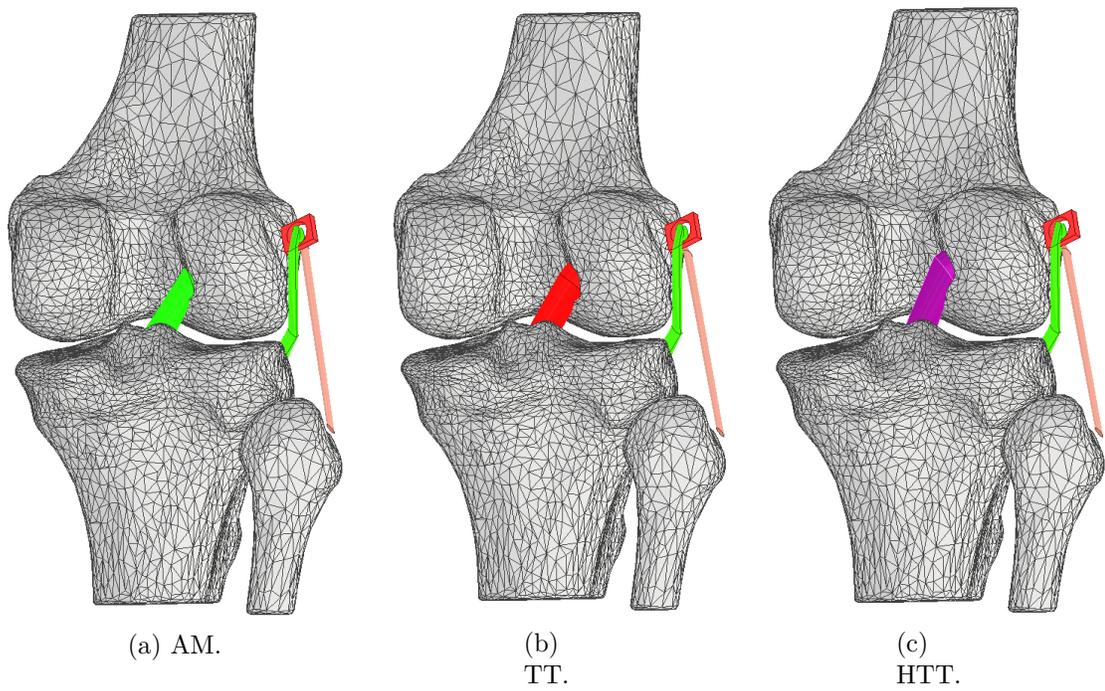


Figura 3.21: Vista trasera del modelamiento de tenodesis lateral, para cada técnica distinta. (a) Técnica Anteromedial. (b) Técnica Transtibial. (c) Técnica Transtibial Híbrida.

3.11. Mallado en FEBio de Tenodesis

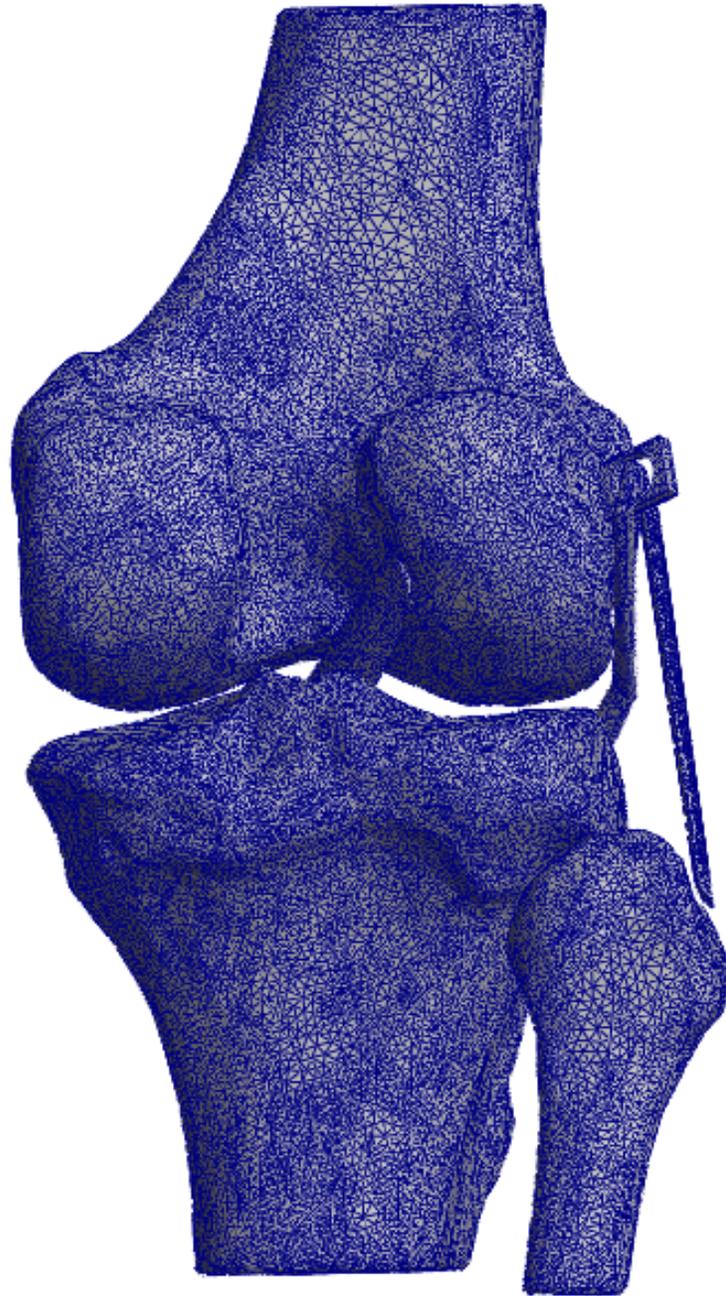


Figura 3.22: Vista trasera del mallado del conjunto de rodilla completo considerando Tenodesis en el software FEBio.

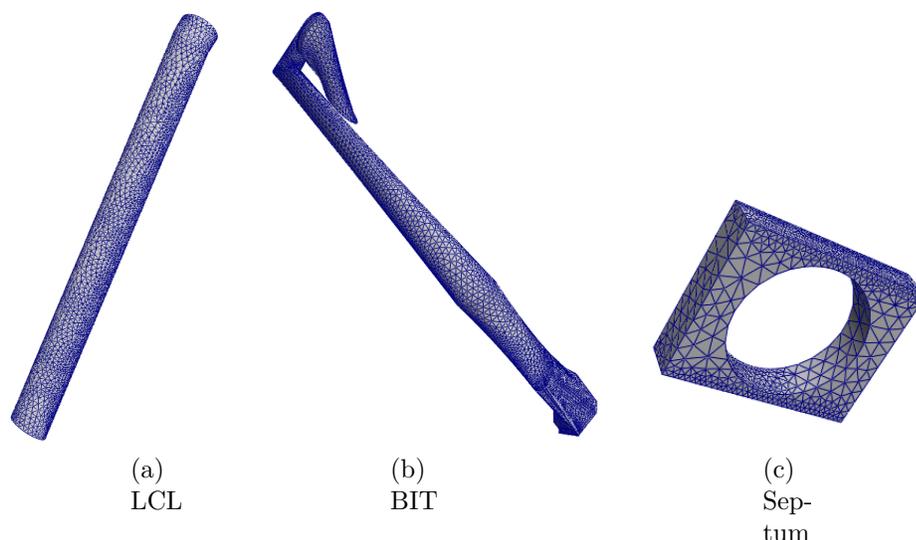


Figura 3.23: Mallado en FEBio de (a) Ligamento Colateral Lateral (LCL), (b) Banda Iliotibial (BIT) y (c) Septum.

3.12. Carga de propiedades mecánicas a Tenodesis

Las propiedades mecánicas asignadas para el Ligamento Colateral Lateral (LCL) se encuentran en la Tabla 2.4. Las propiedades mecánicas de la Banda Iliotibial se consideran iguales a las del Ligamento Colateral Lateral. El Septum se considera como un material sólido rígido, puesto que su función en esta intervención es brindarle soporte a la Banda Iliotibial.

3.13. Condiciones de borde en Tenodesis

Las condiciones de borde en los casos de simulación considerando la Tenodesis Lateral Extraarticular son iguales para las estructuras que se consideran en las simulaciones sin Tenodesis Lateral Extraarticular (Fémur, Tibia, Patela, Fíbula, L.C.A.). A estas condiciones se les agrega las condiciones de borde de las nuevas estructuras del sistema:

3.13.1. Traslación Anterior-Posterior

Tabla 3.5: Condiciones de borde en simulación de Traslación Anterior-Posterior para estructuras de Tenodesis.

Tejido	DOF	Detalle
Septum	1	Traslación en eje Anterior-Posterior
B.I.T.	6	Libertad total de movimiento
L.C.L	6	Libertad total de movimiento

3.13.2. Varo

Tabla 3.6: Condiciones de borde en simulación de rotación en Varo para estructuras de Tenodesis.

Tejido	DOF	Detalle
Septum	1	Rotación en eje Anterior-Posterior
B.I.T.	6	Libertad total de movimiento
L.C.L	6	Libertad total de movimiento

3.13.3. Rotación Interna

Tabla 3.7: Condiciones de borde en simulación de rotación en Rotación Interna para estructuras de Tenodesis.

Tejido	DOF	Detalle
Septum	1	Rotación en eje Proximal-Distal
B.I.T.	6	Libertad total de movimiento
L.C.L	6	Libertad total de movimiento

3.14. Contactos de Tenodesis

Los contactos en las zonas de inserción de las nuevas estructuras se configuran como contactos rígidos entre nodos, esto considera el contacto entre Ligamento Colateral Lateral con Fibula, Ligamento Colateral Lateral con Fémur, Séptum con Fémur, Séptum con Banda Iliotibial y Tibia con Banda Iliotibial. Los contactos planteados en la sección 3.9 referentes a las estructuras de la simulación sin considerar Tenodesis se mantienen en esta configuración.

3.15. Simulación del modelo con Tenodesis

En el caso de la simulación del modelo considerando Tenodesis Extraarticular Lateral se aplican las mismas condiciones de carga que en los casos anteriores (sin considerar Tenodesis).

Capítulo 4

Análisis y Resultados

Los resultados son presentados mostrando la distribución de esfuerzos de Von Mises en el modelo de Injerto de Ligamento Cruzado Anterior, ocultando los modelos del sistema óseo de la articulación. Se muestran los resultados observados desde el plano Sagital hacia Lateral y desde el plano Sagital hacia Medial (Figura 2.4).

4.1. Validación del modelo

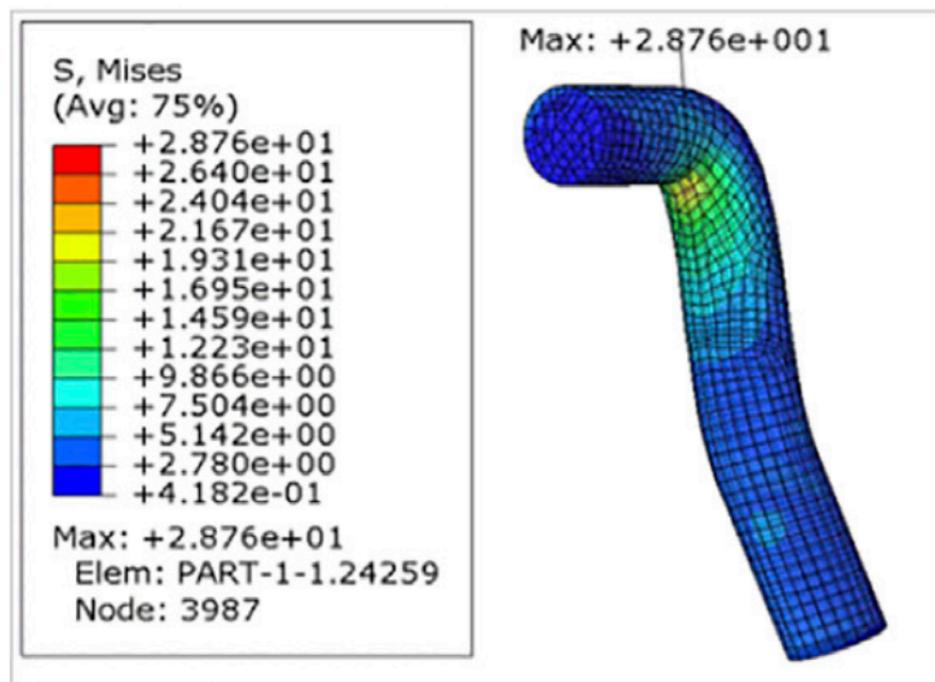


Figura 4.1: Distribución de esfuerzos de Von Mises en el Injerto del 5to caso del modelo de validación [MPa]

En la Figura 4.1 se pueden observar los resultados de distribución de esfuerzos en el estudio de validación. Se aprecia que la zona principal de concentración de esfuerzos se encuentra al inferior de la entrada del túnel femoral, presentando esfuerzos de tracción de hasta 28.76 MPa. Estos esfuerzos se distribuyen hacia la entrada del túnel tibial, disminuyendo en magnitud

a lo largo de la geometría del injerto. Se puede observar también que existen algunas zonas del ligamento que presentan esfuerzos de hasta 6 MPa en la entrada del túnel tibial. En las zonas de inserción de ambos túneles, femoral y tibial, los esfuerzos son cercanos a cero.

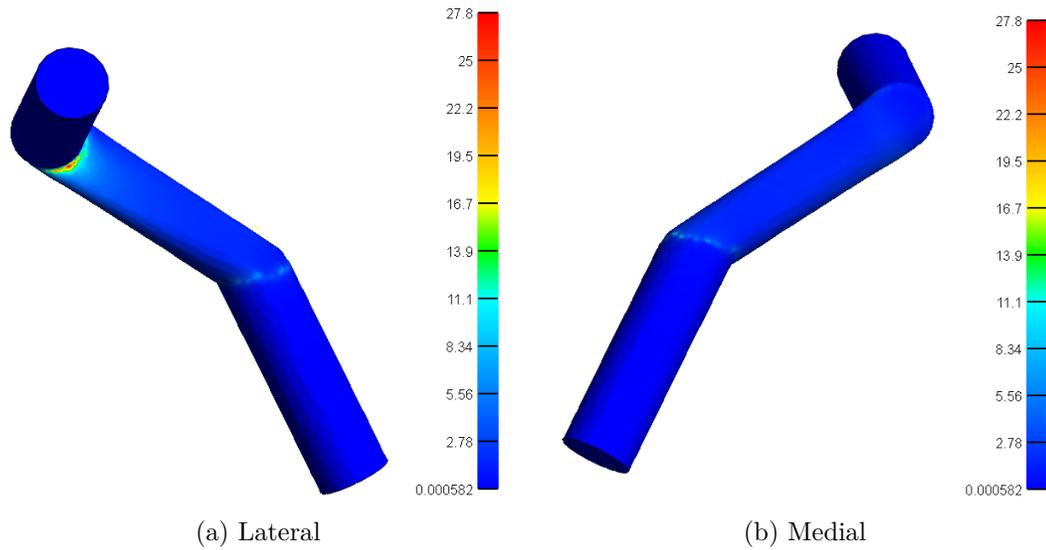


Figura 4.2: Distribución de esfuerzos de Von Mises en simulación para validación [MPa]

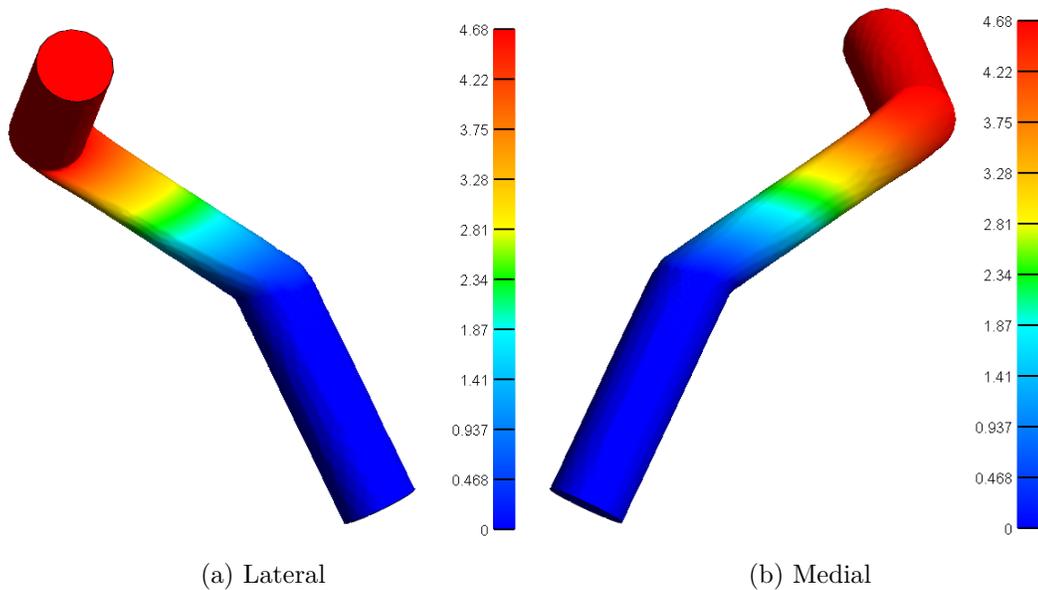


Figura 4.3: Distribución de deformaciones de simulación para validación [mm]

Se puede apreciar en la Figura 4.2 que los resultados obtenidos en el modelo del presente trabajo, al aplicarle las condiciones del estudio de validación, son bastante similares. El principal concentrador de esfuerzos se encuentra en la zona inferior de la entrada del túnel femoral, alcanzando un esfuerzo de tracción de 27.8 MPa. Se observa también que estos

esfuerzos van disminuyendo a lo largo de la geometría del injerto, hasta llegar a la entrada del túnel tibial. Se pueden observar también algunas zonas en la entrada del injerto al túnel tibial con esfuerzos de hasta 5 MPa, similar a lo que ocurre con el modelo de validación. Se aprecia también que en las zonas de inserción de ambos túneles los esfuerzos son nulos. Es evidente que la disminución en la magnitud de esfuerzos a lo largo del injerto en el modelo de validación de la Figura 4.1 es mucho mas gradual que en el caso del modelo del presente trabajo, esto se debe a las diferencias geométricas entre ambos modelos. En el modelo de validación se aprecia una salida del túnel femoral mucho mas suave, con una curva pronunciada, mientras que en el modelo del presente trabajo se considera una salida abrupta del túnel femoral, sin curvas pronunciadas, lo que ocasiona esta diferencia en el gradiente de esfuerzos entre el modelo de validación y el modelo del presente trabajo, sin embargo, los resultados obtenidos son bastante similares entre ambos casos.

4.2. Resultados en modelo sin Tenodesis

En esta sección se muestran los resultados de la distribución de esfuerzos obtenidos en el modelo de reconstrucción del Ligamento Cruzado Anterior, considerando las intervenciones quirúrgicas sin Tenodesis Lateral Extraarticular, para los 3 casos de movimientos planteados.

4.2.1. Varo en Modelo Transtibial

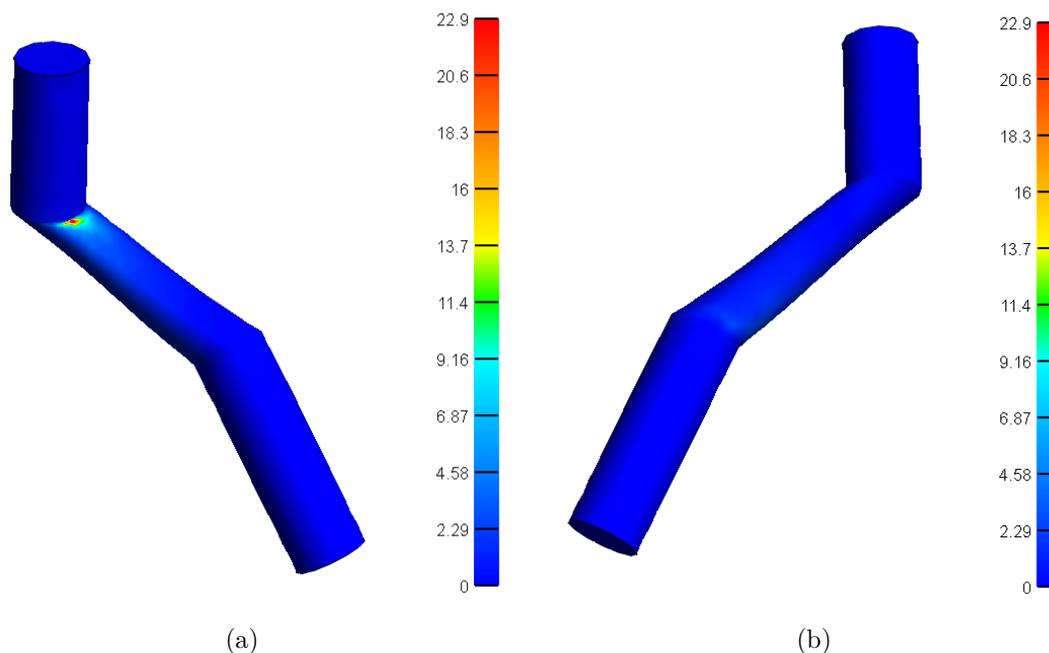


Figura 4.4: Distribución de esfuerzos de Von Mises en modelo Transtibial en Varo [MPa]

En la Figura 4.4.a se puede apreciar que el esfuerzo máximo de Von Mises es de 22.9 [MPa] en tracción y se encuentra en la entrada del túnel femoral. No se observa otra zona de concentración de esfuerzos en este plano.

En la Figura 4.4.b se puede apreciar que la distribución de esfuerzos en el injerto observado desde la vista medial es uniforme. Se observa una pequeña zona con esfuerzos de tracción de hasta 5[MPa] en la zona de entrada al túnel tibial.

4.2.2. Varo en Modelo Transtibial Híbrido

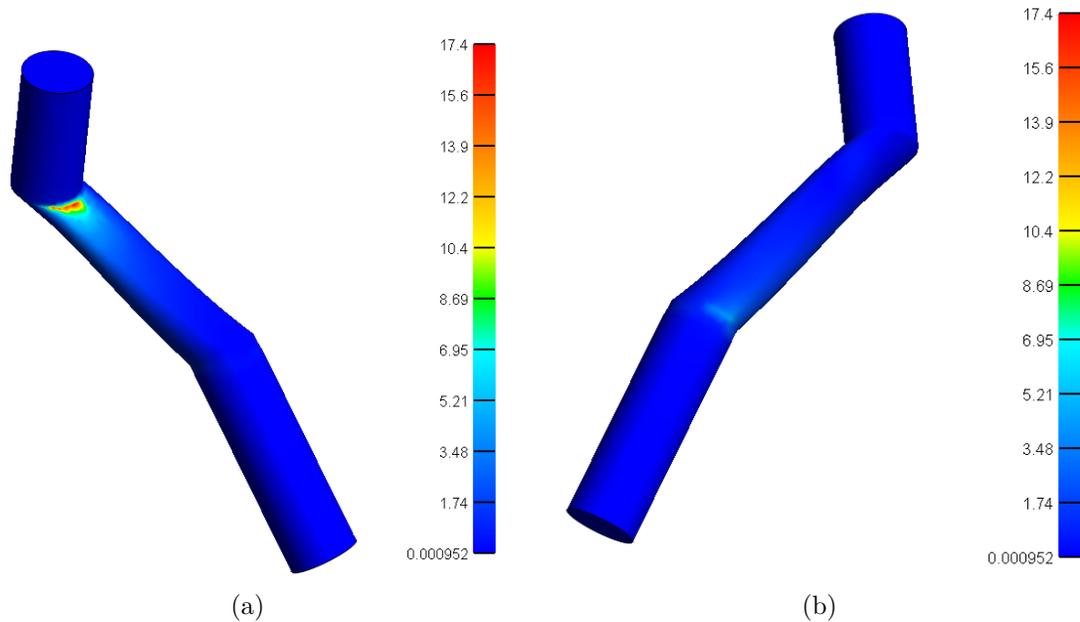


Figura 4.5: Distribución de esfuerzos de Von Mises en modelo Transtibial Híbrido en Varo [MPa]

En la Figura 4.5.a se puede apreciar que el esfuerzo máximo de Von Mises es de 17.4 [MPa] en tracción y se encuentra en la entrada del túnel femoral. No se observa otra zona de concentración de esfuerzos en este plano.

En la Figura 4.5.b se puede apreciar que la distribución de esfuerzos en el injerto observado desde la vista medial es uniforme. Se observa una pequeña zona con esfuerzos de tracción de hasta 6 [MPa] en la zona de entrada al túnel tibial.

4.2.3. Varo en Modelo Anteromedial

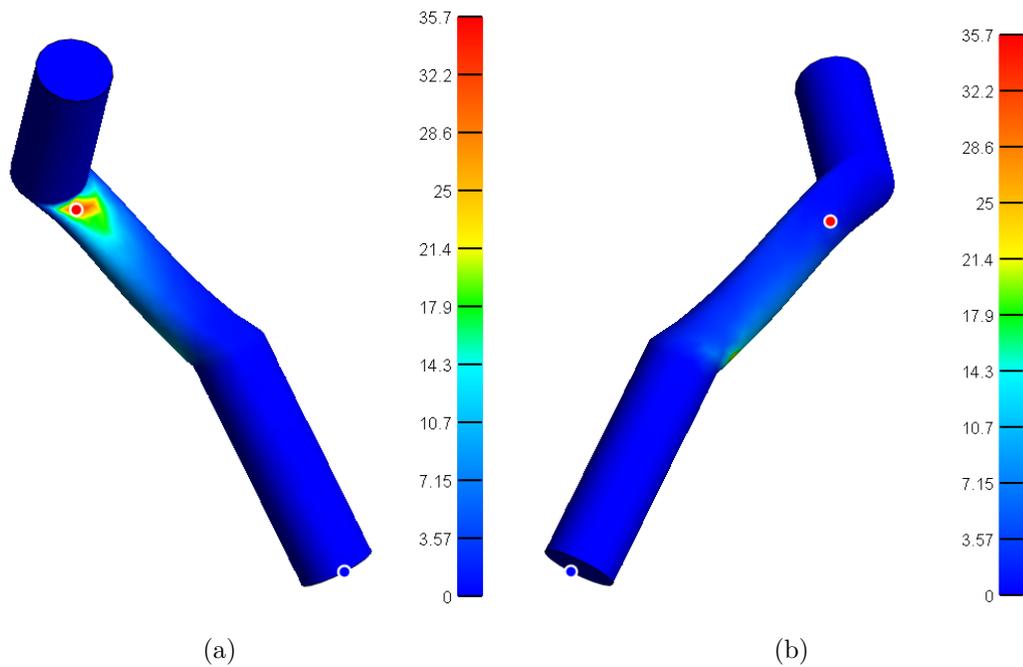


Figura 4.6: Distribución de esfuerzos de Von Mises en modelo Anteromedial en Varo [MPa]

En la Figura 4.6.a se puede apreciar que el esfuerzo máximo de Von Mises es de 35.7 [MPa] en tracción y se encuentra en la entrada del túnel femoral. No se observa otra zona de concentración de esfuerzos en este plano.

En la Figura 4.6.b se puede apreciar que la distribución de esfuerzos en el injerto observado desde la vista medial es uniforme. Se observa una zona con esfuerzos de tracción de hasta 10 [MPa] que va desde la zona de entrada al túnel tibial y se extiende por la geometría del injerto.

4.2.4. Rotación Interna en Modelo Transtibial

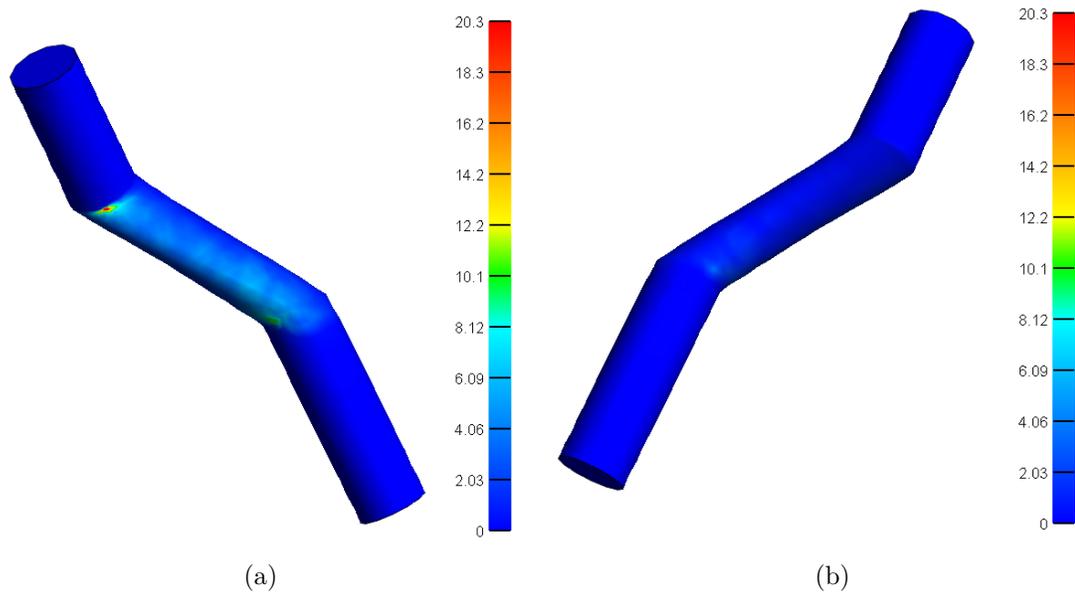


Figura 4.7: Distribución de esfuerzos de Von Mises en modelo Transtibial en Rotación Interna [MPa]

En la Figura 4.7.a se puede apreciar que el esfuerzo máximo de Von Mises es de 20.3 [MPa] en tracción y se encuentra en la entrada del túnel femoral. Se observa que existen varias zonas a lo largo de la geometría del injerto que presentan esfuerzos de hasta 10 [MPa], siendo la segunda zona de mayor concentración de esfuerzos la entrada al túnel tibial.

En la Figura 4.7.b se puede apreciar que la distribución de esfuerzos en el injerto observado desde la vista medial es uniforme. Desde esta vista se observa una pequeña zona con esfuerzos de tracción de hasta 6 [MPa] en la zona de entrada al túnel tibial.

4.2.5. Rotación Interna en Modelo Transtibial Híbrido

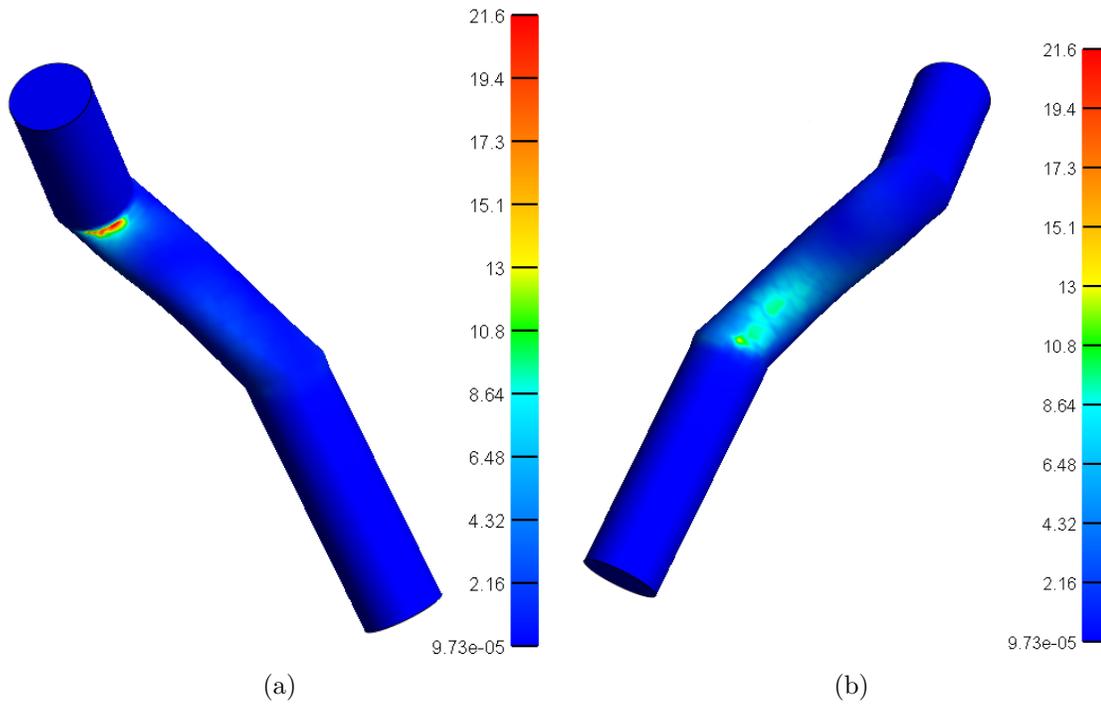


Figura 4.8: Distribución de esfuerzos de Von Mises en modelo Transtibial Híbrido en Rotación Interna [MPa]

En la Figura 4.8.a se puede apreciar que el esfuerzo máximo de Von Mises es de 21.6 [MPa] en tracción y se encuentra en la entrada del túnel femoral. No se observa otra zona de concentración de esfuerzos en este plano.

En la Figura 4.8.b se puede apreciar que existe una zona relativamente grande de esfuerzos en tracción que inicia en la entrada del túnel tibial con un máximo de esfuerzo de 13 MPa y decrece en magnitud hasta llegar a la mitad del injerto.

4.2.6. Rotación Interna en Modelo Anteromedial

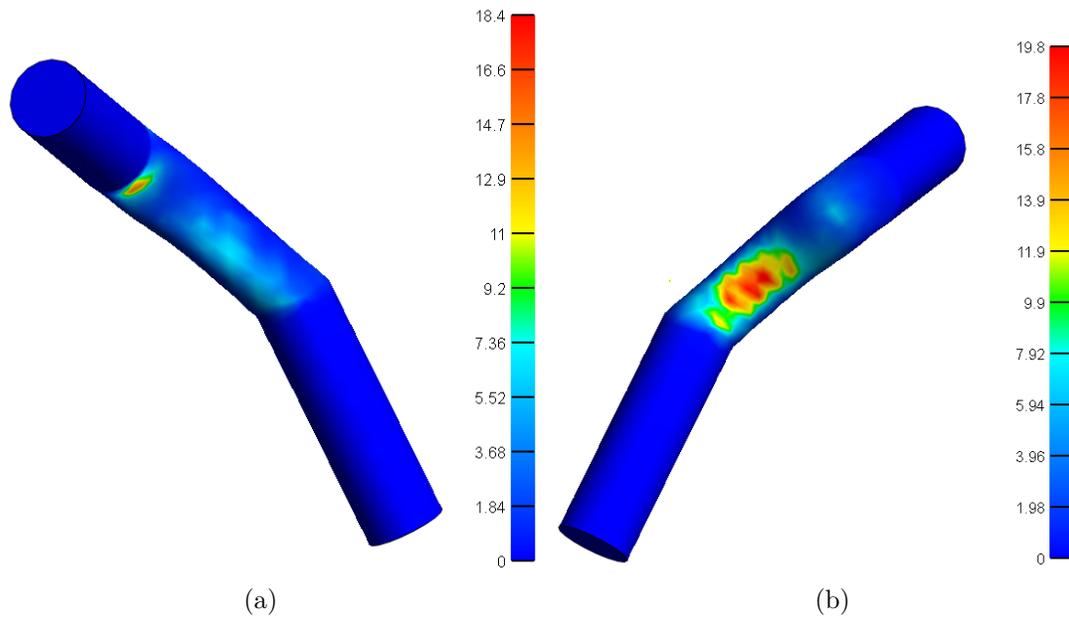


Figura 4.9: Distribución de esfuerzos de Von Mises en modelo Anteromedial en Rotación Interna [MPa]

En la Figura 4.9.a se puede apreciar que el mayor concentrador de esfuerzos en esta vista se encuentra en la entrada del injerto al túnel tibial y tiene una magnitud de 17.3 [MPa] en tracción. Se observa que existen varias zonas a lo largo de la geometría del injerto que presentan esfuerzos de hasta 7 [MPa], iniciando en la entrada del túnel tibial.

En la Figura 4.9.b se puede apreciar que existe una zona relativamente grande de esfuerzos en tracción, en la que se presenta el máximo esfuerzo de Von Mises con una magnitud de 18.4 MPa en la zona central del injerto.

4.2.7. Traslación en Modelo Transtibial

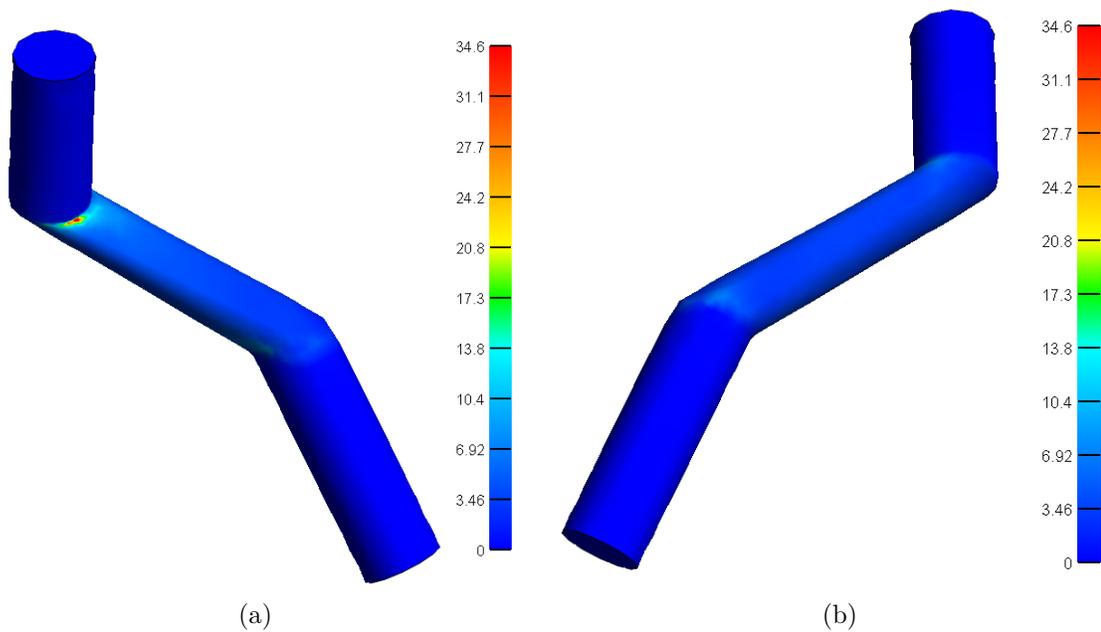


Figura 4.10: Distribución de esfuerzos de Von Mises en modelo Transtibial en Traslación [MPa]

En la Figura 4.10.a se puede apreciar que el esfuerzo máximo de Von Mises es de 34.6 [MPa] en tracción y se encuentra en la entrada del túnel femoral. No se observa otra zona de concentración de esfuerzos en este plano.

En la Figura 4.10.b se puede apreciar que la distribución de esfuerzos en el injerto observado desde la vista medial es uniforme. Se observa una pequeña zona con esfuerzos de tracción de hasta 7 [MPa] en la entrada del túnel tibial.

4.2.8. Traslación en Modelo Transtibial Híbrido

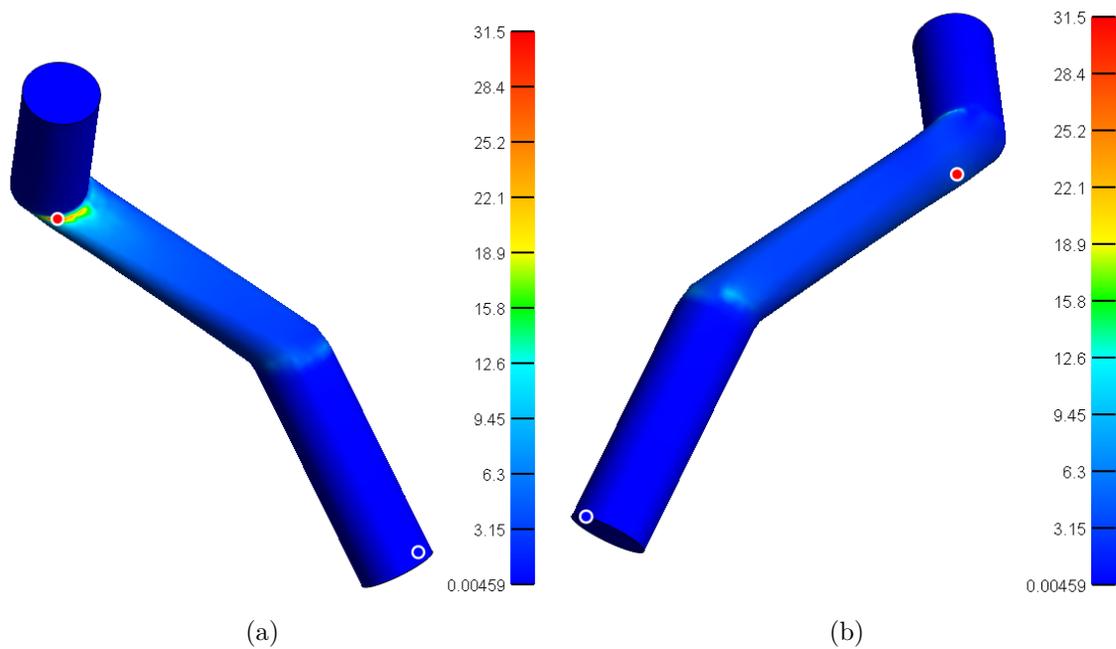


Figura 4.11: Distribución de esfuerzos de Von Mises en modelo Transtibial Híbrido en Traslación [MPa]

En la Figura 4.11.a se puede apreciar que el esfuerzo máximo de Von Mises es de 31.5 [MPa] en tracción y se encuentra en la entrada del túnel femoral. Se observa una pequeña zona con esfuerzos de tracción de hasta 10 [MPa] en la entrada del túnel tibial.

En la Figura 4.11.b se puede apreciar que la distribución de esfuerzos en el injerto observado desde la vista medial es uniforme. Se observa una pequeña zona con esfuerzos de tracción de hasta 10 [MPa] en la entrada del túnel tibial.

4.2.9. Traslación en Modelo Anteromedial

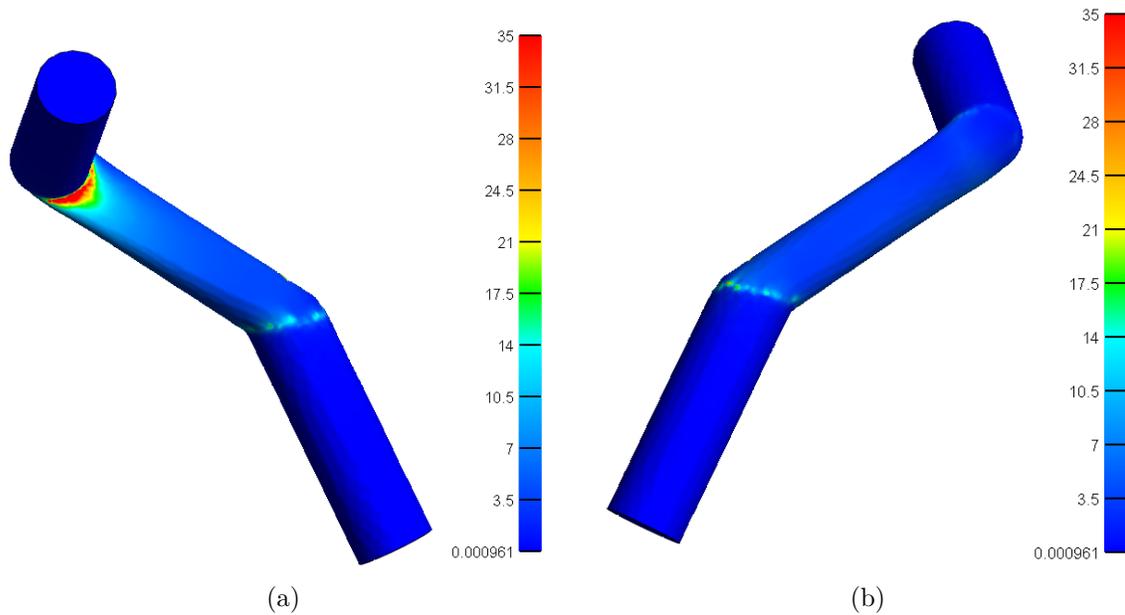


Figura 4.12: Distribución de esfuerzos de Von Mises en modelo Anteromedial en Traslación [MPa]

En la Figura 4.12.a se puede apreciar que el esfuerzo máximo de Von Mises es de 35 [MPa] en tracción y se encuentra en la entrada del túnel femoral. Se observa una pequeña zona con esfuerzos de tracción de hasta 13 [MPa] en la entrada del túnel tibial.

En la Figura 4.12.b se puede apreciar que la distribución de esfuerzos en el injerto observado desde la vista medial es uniforme. Se observa una pequeña zona con esfuerzos de tracción de hasta 13 [MPa] en la entrada del túnel tibial.

4.3. Resultados en modelo con Tenodesis

4.3.1. Varo en Modelo Transtibial con Tenodesis

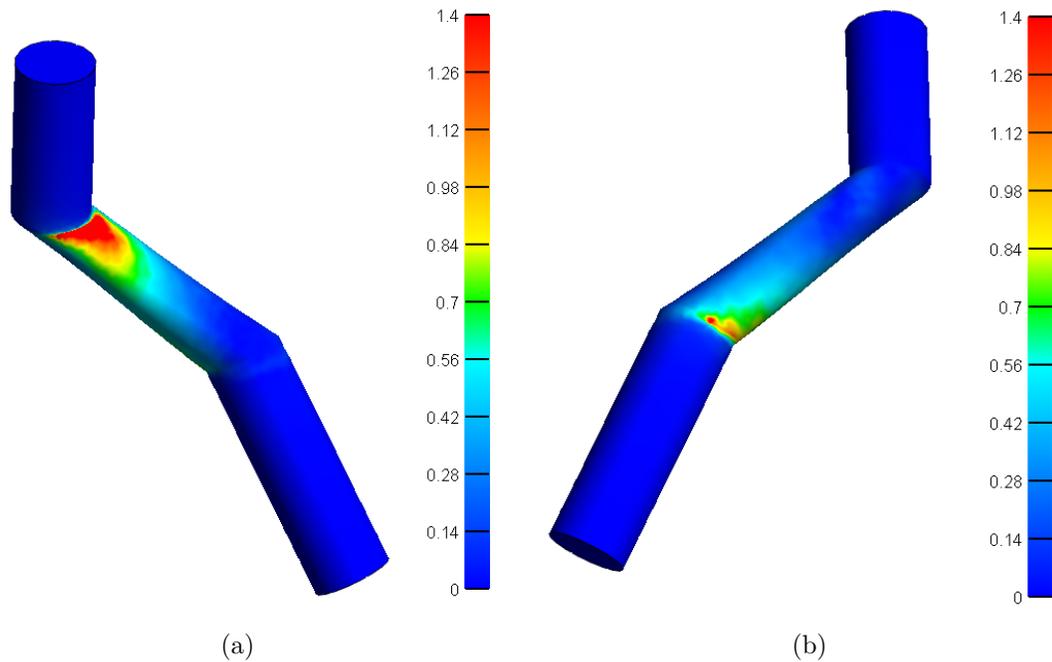


Figura 4.13: Distribución de esfuerzos de Von Mises en modelo Transtibial con Tenodesis en Varo [MPa]

En la Figura 4.13.a se puede apreciar que el esfuerzo máximo de Von Mises es de 1.4 [MPa] en tracción y se encuentra en la entrada del túnel femoral. Los esfuerzos disminuyen a medida que se distribuyen por la geometría del injerto.

En la Figura 4.13.b se puede apreciar una pequeña zona con esfuerzos de tracción de hasta 1 [MPa] en la entrada del túnel tibial, que disminuyen hasta llegar a ser nulos en el centro del injerto.

4.3.2. Varo en Modelo Transtibial Híbrido con Tenodesis

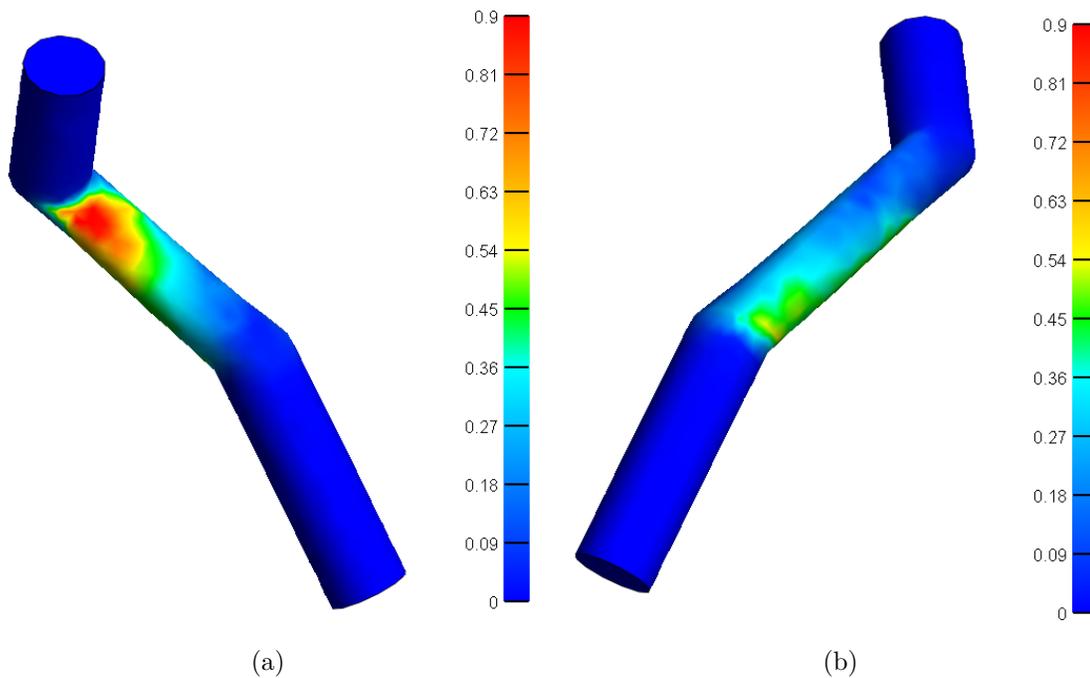


Figura 4.14: Distribución de esfuerzos de Von Mises en modelo Transtibial Híbrido con Tenodesis en Varo [MPa]

En la Figura 4.14.a se puede apreciar que el esfuerzo máximo de Von Mises es de 0.9 [MPa] en tracción y se encuentra en la entrada del túnel femoral. Los esfuerzos disminuyen a medida que se distribuyen por la geometría del injerto.

En la Figura 4.14.b se puede apreciar una pequeña zona con esfuerzos de tracción de hasta 0.5 [MPa] en la entrada del túnel tibial, que disminuyen a lo largo de la geometría del injerto.

4.3.3. Varo en Modelo Anteromedial con Tenodesis

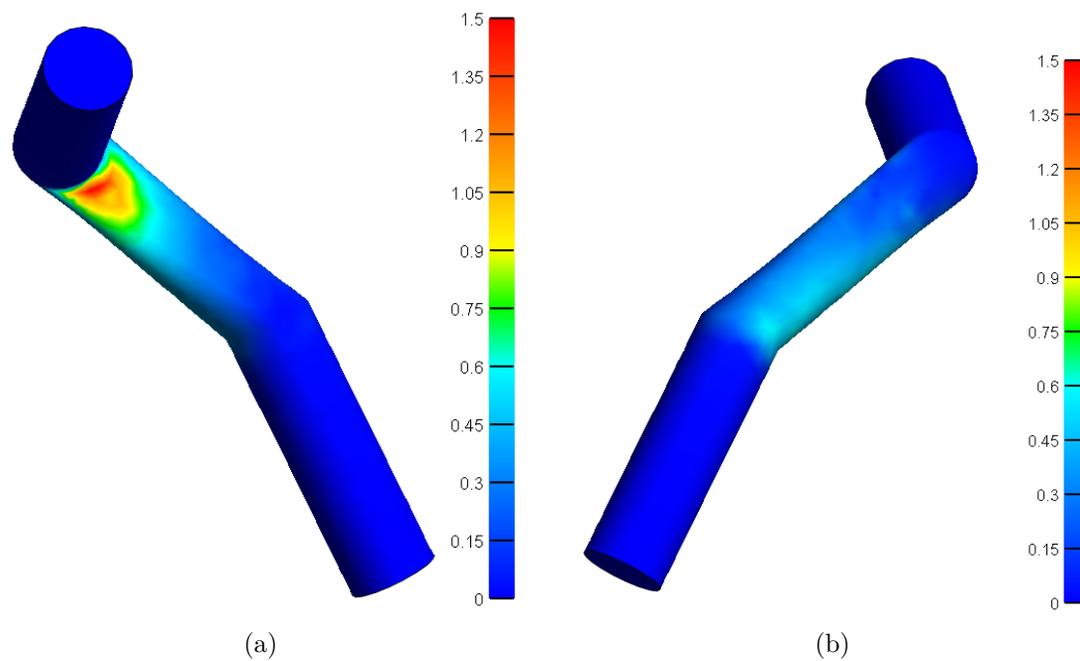


Figura 4.15: Distribución de esfuerzos de Von Mises en modelo Anteromedial con Tenodesis en Varo [MPa]

En la Figura 4.15.a se puede apreciar que el esfuerzo máximo de Von Mises es de 1.5 [MPa] en tracción y se encuentra en la entrada del túnel femoral. Los esfuerzos disminuyen a medida que se distribuyen por la geometría del injerto.

En la Figura 4.15.b se puede apreciar una zona con esfuerzos de tracción de hasta 0.5 [MPa] iniciando en la entrada del túnel tibial, y que disminuyen hasta llegar a ser nulos en la zona posterior de la entrada del túnel femoral.

4.3.4. Rotación Interna en Modelo Transtibial con Tenodesis

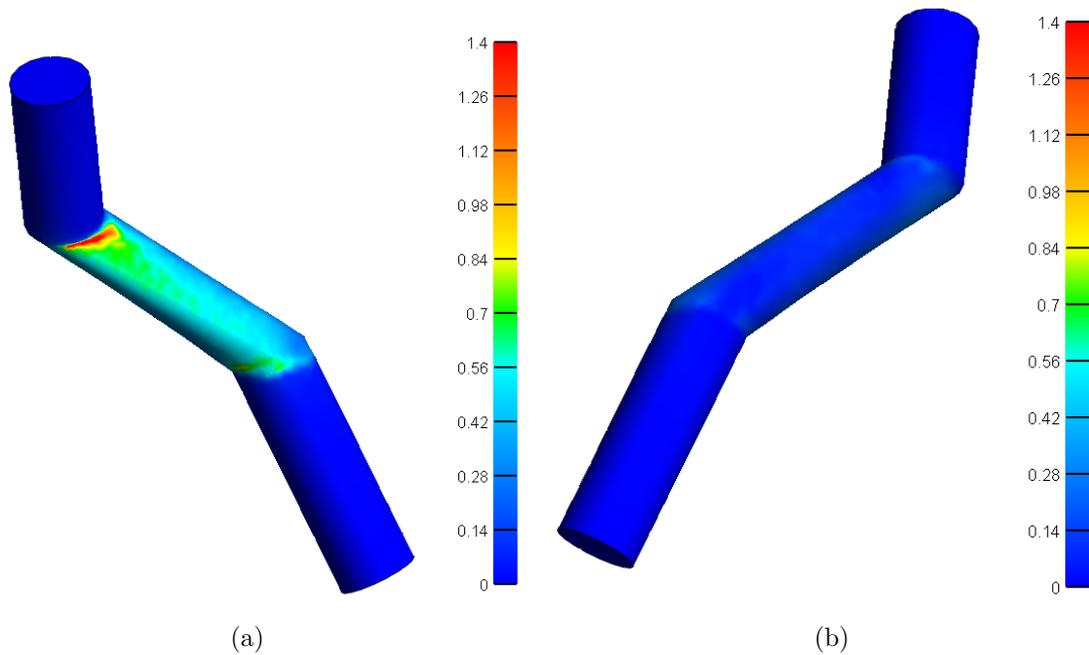


Figura 4.16: Distribución de esfuerzos de Von Mises en modelo Transtibial en Rotación Interna con Tenodesis [MPa]

En la Figura 4.16.a se puede apreciar que el esfuerzo máximo de Von Mises es de 1.4 [MPa] en tracción y se encuentra en la entrada del túnel femoral. Los esfuerzos disminuyen a medida que se distribuyen por la geometría del injerto. En la entrada del túnel tibial se aprecia un ligero aumento de los esfuerzos, llegando hasta los 0.7 MPa.

En la Figura 4.16.b se puede apreciar una distribución homogénea de los bajos esfuerzos de tracción sobre el cuerpo del injerto. No se aprecian concentradores de esfuerzo en este plano.

4.3.5. Rotación Interna en Modelo Transtibial Híbrido con Tenodesis

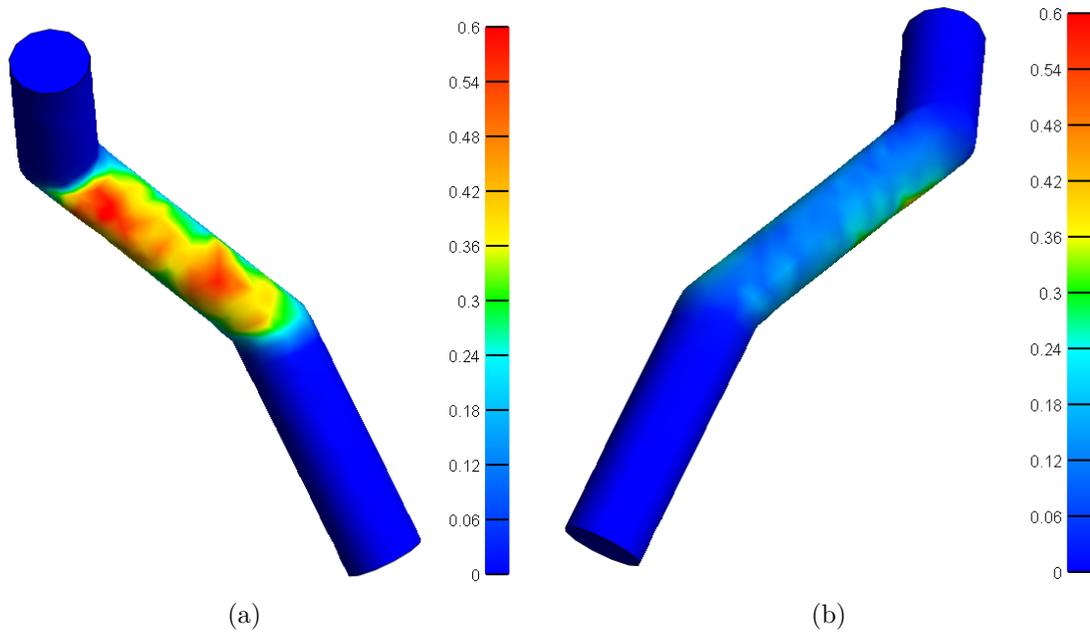


Figura 4.17: Distribución de esfuerzos de Von Mises en modelo Transtibial Híbrido con Tenodesis en Rotación Interna [MPa]

En la Figura 4.17.a se puede apreciar que el esfuerzo máximo de Von Mises es de 0.6 [MPa] en tracción y se distribuye en el cuerpo del injerto. Esta diferencia se atribuye al bajo esfuerzo al que es sometido el injerto, el cual por ser de baja magnitud, el material lo distribuye a lo largo de la geometría sin presentar algún concentrador de esfuerzo.

En la Figura 4.17.b se pueden apreciar zonas que presentan esfuerzos de hasta 0.3 MPa. No se aprecian concentradores de esfuerzo en este plano.

4.3.6. Rotación Interna en Modelo Anteromedial con Tenodesis

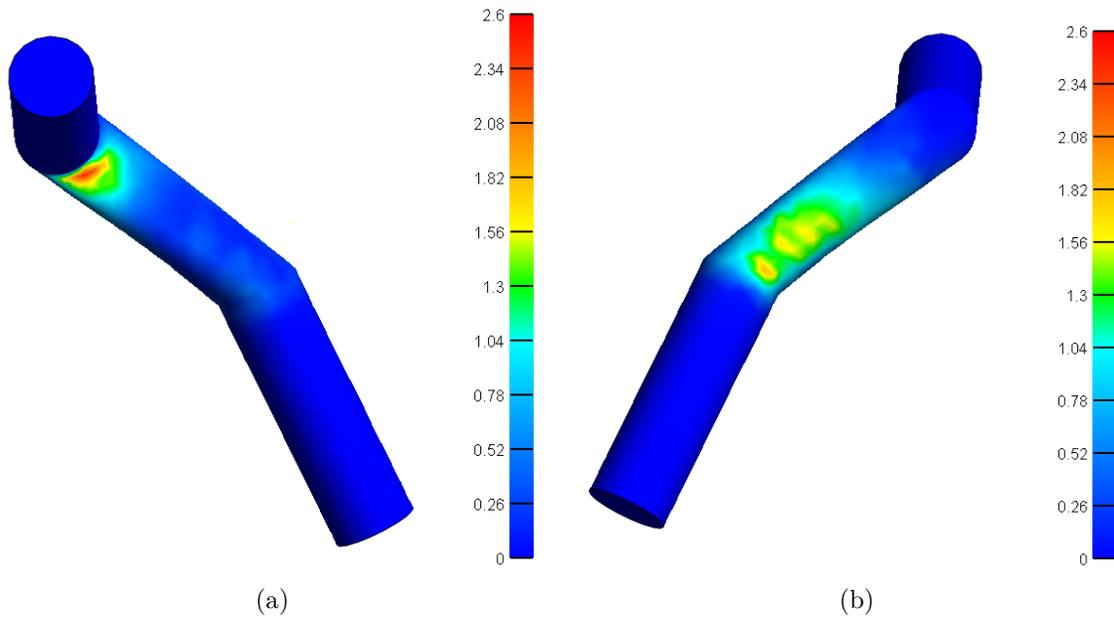


Figura 4.18: Distribución de esfuerzos de Von Mises en modelo Anteromedial con Tenodesis en Rotación Interna [MPa]

En la Figura 4.18.a se puede apreciar que el esfuerzo máximo de Von Mises es de 2.6 [MPa] en tracción y se encuentra en la entrada del túnel femoral. Los esfuerzos disminuyen a medida que se distribuyen por la geometría del injerto. No se aprecian otros concentradores de esfuerzo en este plano.

En la Figura 4.18.b se pueden apreciar zonas cercanas a la entrada del túnel tibial en las que se concentran esfuerzos de tracción, siendo la zona más cercana a la entrada del túnel donde se aprecia un esfuerzo no mayor a 2 MPa.

4.3.7. Traslación en Modelo Transtibial con Tenodesis

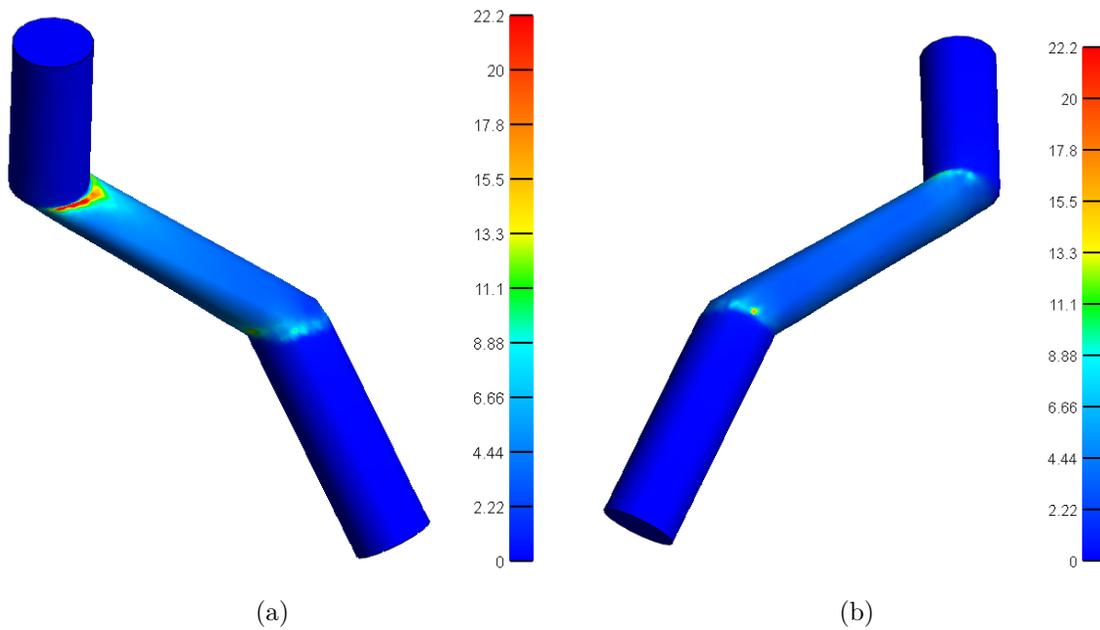


Figura 4.19: Distribución de esfuerzos de Von Mises en modelo Transtibial con Tenodesis en Traslación [MPa]

En la Figura 4.19.a se puede apreciar que el esfuerzo máximo de Von Mises es de 22.2 [MPa] en tracción y se encuentra en la entrada del túnel femoral. Se observa una pequeña zona con esfuerzos de tracción de hasta 9 [MPa] en la entrada del túnel tibial.

En la Figura 4.19.b se puede apreciar que la distribución de esfuerzos en el injerto observado desde la vista medial es uniforme. Se observa una pequeña zona con esfuerzos de tracción de hasta 15 [MPa] en la entrada del túnel tibial. También se observan esfuerzos concentrados en la zona posterior de la entrada del túnel femoral.

4.3.8. Traslación en Modelo Transtibial Híbrido con Tenodesis

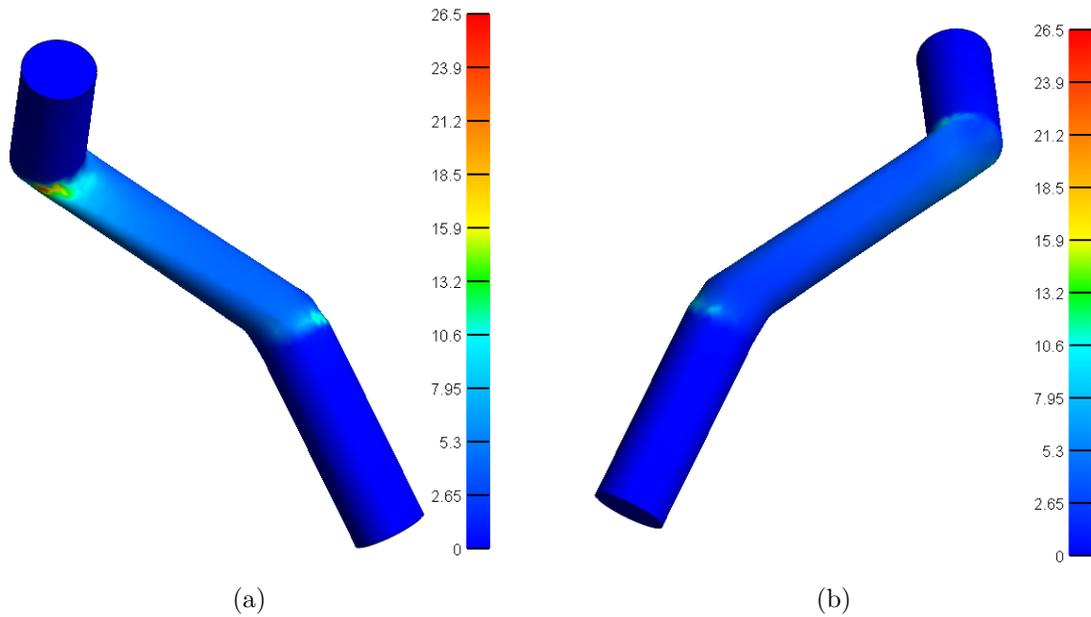


Figura 4.20: Distribución de esfuerzos de Von Mises en modelo Transtibial Híbrido con Tenodesis en Traslación [MPa]

En la Figura 4.20.a se puede apreciar que el esfuerzo máximo de Von Mises es de 26.5 [MPa] en tracción y se encuentra en la entrada del túnel femoral. Se observa una pequeña zona con esfuerzos de tracción de hasta 10 [MPa] en la entrada del túnel tibial.

En la Figura 4.20.b se puede apreciar que la distribución de esfuerzos en el injerto observado desde la vista medial es uniforme. Se observa una pequeña zona con esfuerzos de tracción de hasta 7 [MPa] en la entrada del túnel tibial.

4.3.9. Traslación en Modelo Anteromedial con Tenodesis

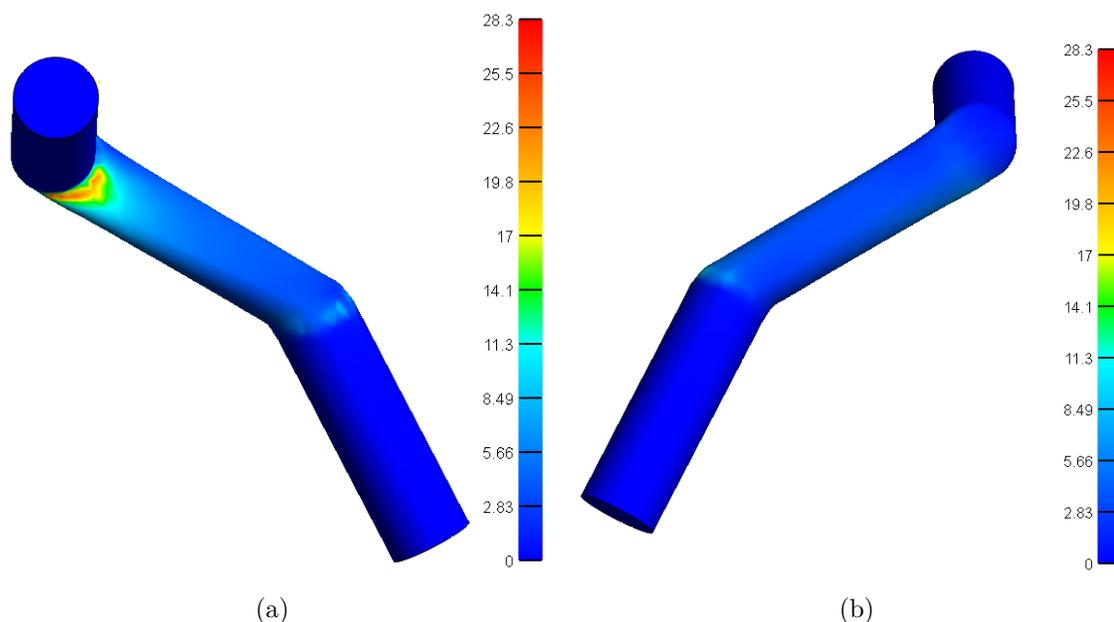


Figura 4.21: Distribución de esfuerzos de Von Mises en modelo Anteromedial con Tenodesis en Traslación [MPa]

En la Figura 4.21.a se puede apreciar que el esfuerzo máximo de Von Mises es de 28.3 [MPa] en tracción y se encuentra en la entrada del túnel femoral. Se observa una pequeña zona con esfuerzos de tracción de hasta 6 [MPa] en la entrada del túnel tibial.

En la Figura 4.21.b se puede apreciar que la distribución de esfuerzos en el injerto observado desde la vista medial es uniforme. Se observa una pequeña zona con esfuerzos de tracción de hasta 5 [MPa] en la entrada del túnel tibial.

4.4. Análisis

Los resultados de esfuerzo máximo de Von Mises para cada caso estudiado son resumidos en la Tabla 4.1. En esta Tabla se puede apreciar que los esfuerzos máximos varían dependiendo del movimiento al que es sometido el modelo, siendo la Traslación Anterior-Posterior del Fémur sobre la Tibia el caso en el que se genera las mayores magnitudes de esfuerzo máximo en la reconstrucción del L.C.A., siguiendo por el movimiento de Varo o rotación en torno al eje Posterior-Anterior, y por último la Rotación Interna o rotación en torno al eje Proximal-Distal. También se puede apreciar que los esfuerzos varían dependiendo de la técnica de perforación femoral empleada en el modelo, lo que es consistente con los resultados encontrados en el estudio de validación [35].

En la Tabla 4.2 se pueden observar los cambios porcentuales en el máximo esfuerzo de Von Mises, al comparar cada técnica de perforación femoral con el caso en que se añade la Tenodesis Extraarticular Lateral. Se puede apreciar en esta Tabla que la reducción en la

magnitud del esfuerzo máximo es importante, y que en ningún caso la aplicación de Tenodesis aumenta la magnitud del esfuerzo máximo sobre la reconstrucción del ligamento. Dadas las condiciones del presente estudio, estos resultados son esperables, ya que al ser considerada solamente la reconstrucción del ligamento cruzado anterior en el modelo, al agregar una estructura que restringe el movimiento del sistema en la parte externa del modelo, los esfuerzos percibidos por la reconstrucción del ligamento cruzado anterior se ven disminuidos en gran medida, siendo los casos en los que se simula una rotación los que mayor reducción presentan en el esfuerzo sobre la reconstrucción del L.C.A.

En la Tabla 4.3 se muestran los promedios de cambio en los esfuerzos máximos sobre el injerto, para cada técnica de perforación femoral. En esta Tabla se observa que la disminución ronda el 70 % en los tres casos, siendo la técnica Transtibial la que presenta una mayor disminución en la magnitud del esfuerzo máximo.

Tabla 4.1: Resumen de esfuerzos máximos de Von Mises [MPa] en el modelo de reconstrucción de LCA para cada técnica simulada.

Técnica	Caso	Esf. Max [Mpa]
TT	Varo	22,9
	Rot. Int.	20,3
	Traslación	34,6
HTT	Varo	17,4
	Rot. Int.	21,6
	Traslación	31,5
AM	Varo	35,7
	Rot. Int.	18,4
	Traslación	35
TT + TD	Varo	1,4
	Rot. Int.	1,4
	Traslación	22,2
HTT + TD	Varo	0,9
	Rot. Int.	0,6
	Traslación	26,5
AM + TD	Varo	1,5
	Rot. Int.	2,6
	Traslación	28,3

Tabla 4.2: Cambio porcentual del valor del esfuerzo máximo de Von Mises en cada técnica al incluir Tenodesis Lateral Extraarticular al modelo.

	Cambio % por Tenodesis	
TT	Varo	-94 %
	Rot. Int.	-93 %
	Traslación	-36 %
HTT	Varo	-95 %
	Rot. Int.	-97 %
	Traslación	-16 %
AM	Varo	-96 %
	Rot. Int.	-86 %
	Traslación	-19 %

Tabla 4.3: Promedio del cambio porcentual entre los esfuerzos máximos en la reconstrucción del L.C.A. al añadir la Tenodesis Extraarticular Lateral.

	Promedio de cambio %
TT	-74 %
HTT	-69 %
AM	-67 %

Se puede observar en la Figura 4.22 la distribución de las ubicaciones del mayor concentrador de esfuerzos en cada caso estudiado. En un 89 % (16 de 18) de los casos estudiados, el mayor concentrador de esfuerzos se encuentra en la parte inferior de la entrada al túnel femoral. En un 11 % (2 de 18) de los casos, el mayor concentrador de esfuerzos se encuentra en la zona media de la reconstrucción del injerto. Si bien esto último no ocurre en el estudio de validación, esto se puede atribuir a que en los casos en los que el mayor concentrador de esfuerzos se ubica en la zona media del injerto, los esfuerzos a los que es sometido el modelo son relativamente bajos (cerca de 1 MPa), debido a la aplicación de Tenodesis en simulaciones de rotación de la articulación, lo que no es evaluado en el estudio de validación.

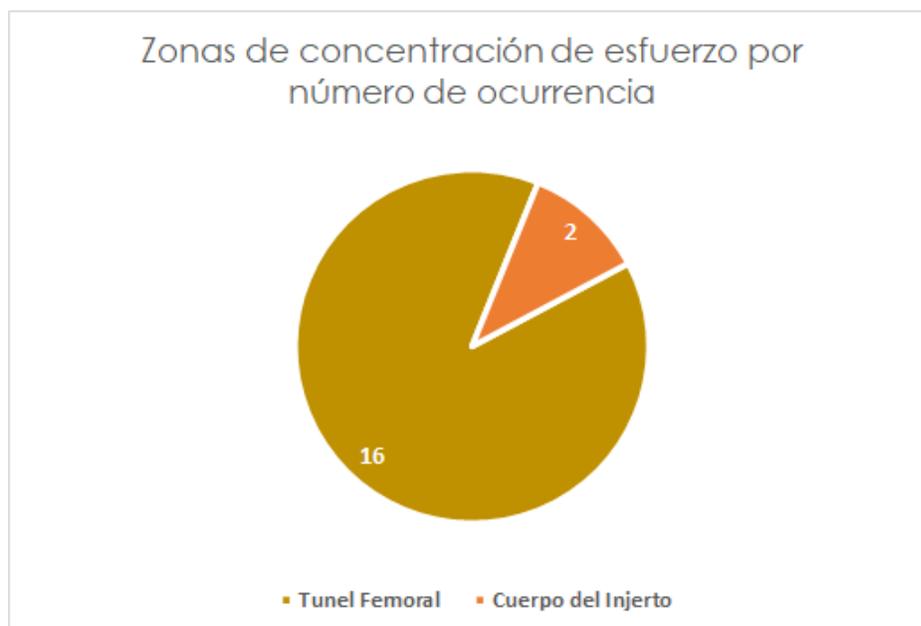


Figura 4.22: Zonas de concentración de esfuerzos en la reconstrucción del L.C.A. por número de ocurrencia

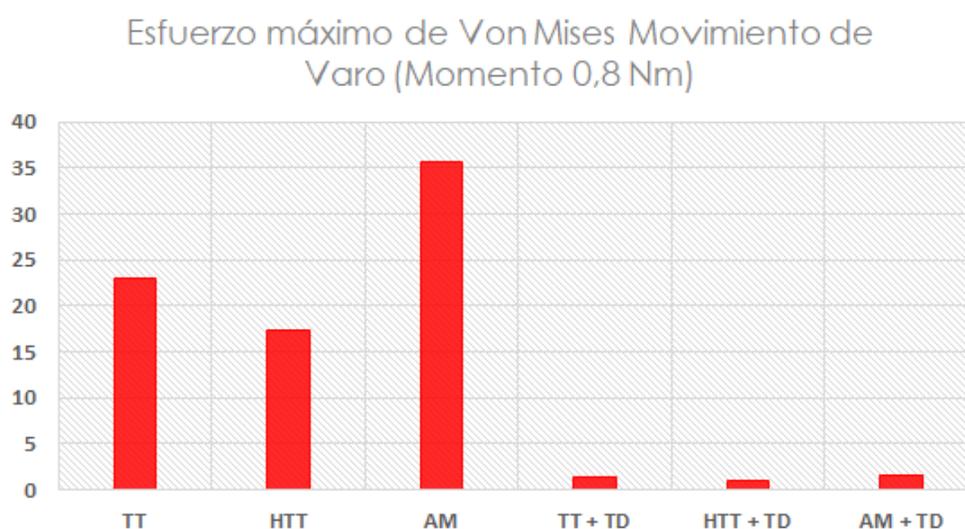


Figura 4.23: Comparación de Esfuerzos Máximos de Von Mises [MPa] para cada técnica simulada en movimiento de Varo (Momento de 0.8 Nm)

En la Figura 4.23 se observa un gráfico de barras indicando los valores de esfuerzos máximos de Von Mises en cada modelo, en la simulación de movimiento de Varo o rotación en el eje Anterior-Posterior. Se puede apreciar en este gráfico que los casos en los que no se considera la Tenodesis Extraarticular Lateral presentan esfuerzos significativamente mayores que en los casos donde se aplica la Tenodesis. Esta diferencia tan grande se debe a que en los primeros modelos el único elemento que restringe el giro en este caso del sistema articular es el modelo de la reconstrucción del L.C.A., por lo que es esta estructura la que soporta toda la carga del movimiento. En segunda instancia, se puede observar que la técnica de perforación

femoral Anteromedial es la que presenta una mayor magnitud en el esfuerzo máximo, seguida por la técnica Transtibial, siendo la técnica Transtibial Híbrida la que presenta una menor magnitud en el esfuerzo máximo de Von Mises sobre la reconstrucción de L.C.A. En los casos de aplicación de Tenodesis la diferencia en los esfuerzos máximos sobre la reconstrucción del L.C.A. para cada técnica de perforación femoral es mínima, del orden de los 0.5 MPa, por lo que no es una diferencia significativa.

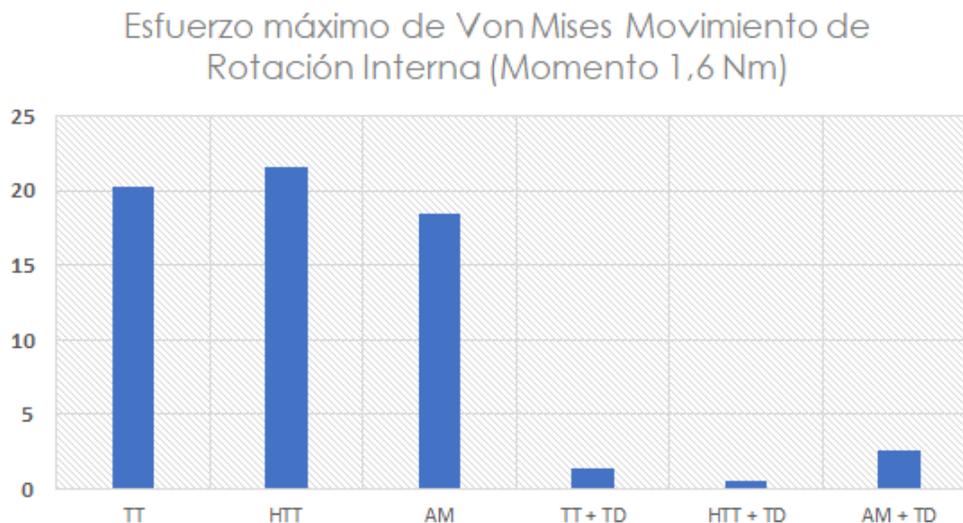


Figura 4.24: Comparación de Esfuerzos Máximos de Von Mises [MPa] para cada técnica simulada en movimiento de Rotación Interna (Momento de 0.8 Nm)

En la Figura 4.24 se observa un gráfico de barras indicando los valores de esfuerzos máximos de Von Mises en cada modelo, en la simulación de movimiento de Rotación Interna o rotación en el eje Proximal-Distal. De forma similar a los resultados obtenidos en la Figura 4.23, se puede apreciar en este gráfico que los casos en los que no se considera la Tenodesis Extraarticular Lateral presentan esfuerzos significativamente mayores que en los casos donde se aplica la Tenodesis. Esta diferencia tan grande se debe a que en los primeros modelos el único elemento que restringe el giro en este caso del sistema articular es el modelo de la reconstrucción del L.C.A., por lo que es esta estructura la que soporta toda la carga del movimiento. En segunda instancia, se puede observar que la técnica de perforación femoral Transtibial Híbrida es la que presenta una mayor magnitud en el esfuerzo máximo, seguida por la técnica Transtibial, siendo la técnica Anteromedial la que presenta una menor magnitud en el esfuerzo máximo de Von Mises sobre la reconstrucción de L.C.A. En los casos de aplicación de Tenodesis la diferencia en los esfuerzos máximos sobre la reconstrucción del L.C.A. para cada técnica de perforación femoral es mínima.

Esfuerzo máximo de Von Mises Movimiento Traslación Antero-Posterior (Carga 120N)

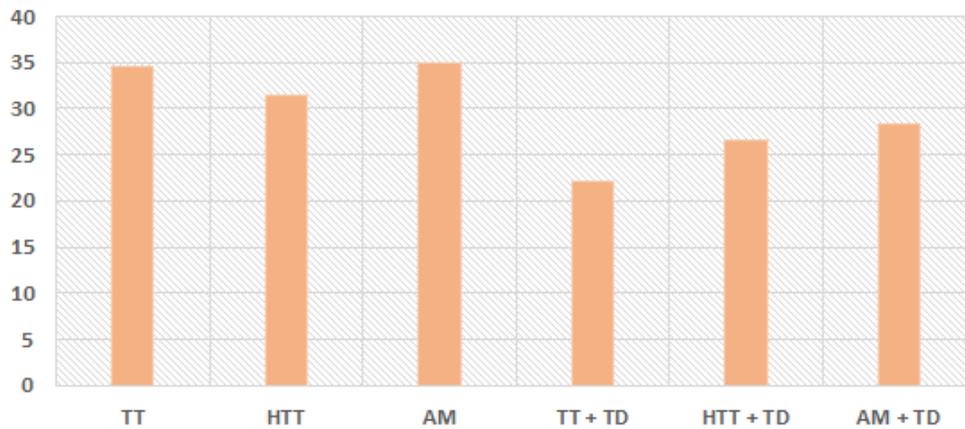


Figura 4.25: Comparación de Esfuerzos Máximos de Von Mises [MPa] para cada técnica simulada en movimiento de Traslación Anterior - Posterior (Carga de 120 N)

En la Figura 4.25 se observa un gráfico de barras indicando los valores de esfuerzos máximos de Von Mises en cada modelo, en la simulación de movimiento de Traslación en el eje Anterior-Posterior del Fémur sobre la Tibia. En primera instancia se aprecia una reducción en los esfuerzos máximos para cada técnica al ser considerada la Tenodesis Extraarticular Lateral. Esta disminución es mucho menos significativa comparando los resultados de los movimientos rotacionales anteriores ya que en este caso las estructuras presentes en el modelo (Banda Iliotibial, Ligamento Colateral Lateral y reconstrucción de L.C.A.) restringen el movimiento en proporciones similares, ya que en los movimientos rotacionales los elementos más alejados al eje de rotación son los que experimentan una mayor deformación y por consiguiente mayores esfuerzos de tracción. En este caso de movimiento la técnica de perforación femoral que presenta una mayor concentración de esfuerzos es la técnica Anteromedial, seguida por la técnica Transtibial, siendo la técnica con menor concentración de esfuerzos la técnica Transtibial Híbrida.

Capítulo 5

Conclusiones y trabajo propuesto

Al observar los resultados obtenidos al simular tres distintos casos de movimiento en la articulación con tres configuraciones de perforación femoral y la adición en cada caso de Tenodesis, se puede concluir que existe una relación entre los esfuerzos principales máximos a los que el injerto o reconstrucción de Ligamento Cruzado Anterior es sometido, y la técnica empleada para perforar el túnel femoral. Considerando únicamente los valores máximos de esfuerzo en el modelo de injerto, se puede concluir también que la perforación femoral con la técnica Transtibial Híbrida presenta una menor concentración de esfuerzos en la reconstrucción del Ligamento Cruzado Anterior, en la mayoría de los casos, notando que hubo un caso en el que la mayor concentración de esfuerzos estuvo presente utilizando la técnica de perforación femoral Transtibial Híbrida.

Se puede concluir dentro de las limitaciones de este estudio que la adición de Tenodesis Extraarticular Lateral entrega un mayor soporte a los movimientos de la rodilla, y por consiguiente, una disminución en los esfuerzos que se presentan en la reconstrucción del Ligamento Cruzado Anterior. Sin embargo, se debe considerar que una de las desventajas de la adición de la Tenodesis es la sobre-restricción de la libertad de movimiento de la articulación, pudiendo generar rigidez en la extremidad inferior del paciente.

Cabe destacar que este estudio considera únicamente a la reconstrucción del L.C.A. como elemento de restricción de movimiento en la articulación (exceptuando los casos en los que se evalúa la Tenodesis Extraarticular Lateral), por lo que se debe considerar en estudios futuros el levantamiento del modelo de una rodilla con la mayor cantidad de elementos de restricción de movimiento posible para evaluar la mejor intervención quirúrgica de reconstrucción de L.C.A.

5.1. Trabajo propuesto

En la elaboración del presente trabajo surgen algunas ideas que inspiran para proponer posibles investigaciones futuras:

- Generar un modelo de rodilla incluyendo una mayor cantidad de elementos presentes en la articulación y que en el presente trabajo no se consideran, como ejemplo, los meniscos y el Ligamento Cruzado Posterior.
- Considerar el efecto que tiene el líquido sinovial en la amortiguación de cargas y mo-

mentos en la articulación.

- Evaluar el efecto que tiene una mayor variedad de cargas, momentos y movimientos en la articulación.

Bibliografía

- [1] Barber-Westin, S. y Noyes, F. R., “Consequences of complete ACL ruptures,” en *ACL Injuries in the Female Athlete: Causes, Impacts, and Conditioning Programs*, pp. 33–57, Springer Berlin Heidelberg, 2018, [doi:10.1007/978-3-662-56558-2_2](https://doi.org/10.1007/978-3-662-56558-2_2).
- [2] Peña, E., Calvo, B., Martínez, M. A., y Doblaré, M., “A three-dimensional finite element analysis of the combined behavior of ligaments and menisci in the healthy human knee joint,” *Journal of Biomechanics*, vol. 39, 2006, [doi:10.1016/j.jbiomech.2005.04.030](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.04.030).
- [3] Puso, M. A. y Weiss, J. A., “Finite element implementation of anisotropic quasi-linear viscoelasticity using a discrete spectrum approximation,” *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 120, no. 1, pp. 62–70, 1998, [doi:10.1115/1.2834308](https://doi.org/10.1115/1.2834308).
- [4] Majewski, M., Susanne, H., y Klaus, S., “Epidemiology of athletic knee injuries: A 10-year study,” *Knee*, vol. 13, no. 3, pp. 184–188, 2006, [doi:10.1016/j.knee.2006.01.005](https://doi.org/10.1016/j.knee.2006.01.005).
- [5] Gianotti, S. M., Marshall, S. W., Hume, P. A., y Bunt, L., “Incidence of anterior cruciate ligament injury and other knee ligament injuries: A national population-based study,” *Journal of Science and Medicine in Sport*, vol. 12, pp. 622–627, 2009, [doi:10.1016/j.jsams.2008.07.005](https://doi.org/10.1016/j.jsams.2008.07.005).
- [6] Lind, M., Menhert, F., y Pedersen, A. B., “Incidence and outcome after revision anterior cruciate ligament reconstruction: Results from the Danish registry for knee ligament reconstructions,” *American Journal of Sports Medicine*, vol. 40, pp. 1551–1557, 2012, [doi:10.1177/0363546512446000](https://doi.org/10.1177/0363546512446000).
- [7] Weiss, J. A. y Gardiner, J. C., “Computational modeling of ligament mechanics,” 2001, [doi:10.1615/CritRevBiomedEng.v29.i3.20](https://doi.org/10.1615/CritRevBiomedEng.v29.i3.20).
- [8] Marieb, E. y Hoehn, K., *Human anatomy and Physiology 9th Edition*. Pearson, 2013.
- [9] Tortora, G. J. y Derrickson, B., *Introduction to the Human Body. The essentials of anatomy and physiology*. Danvers: John Willey & Sons, INC., 9th editio ed., 2010, [arXiv:arXiv:1011.1669v3](https://arxiv.org/abs/1011.1669v3).
- [10] Woo, S. L., Debski, R. E., Withrow, J. D., y Janaushek, M. A., “Biomechanics of knee ligaments,” *American Journal of Sports Medicine*, vol. 27, no. 4, pp. 533–543, 1999, [doi:10.1177/03635465990270042301](https://doi.org/10.1177/03635465990270042301).
- [11] Prado, M., Nazario, S., Bergamim, J. S. S. P., Nasralla, M. L. S., Neto, E. N., Felipe, L. A., y Pletsch, A. H. M., “Anterior cruciate ligament: Anatomy and biomechanics,” *Journal of Health Sciences*, vol. 21, 2019, [doi:10.17921/2447-8938.2019v21n2p166-169](https://doi.org/10.17921/2447-8938.2019v21n2p166-169).
- [12] Frank, C. B., “Ligament Healing: Current Knowledge and Clinical Applications,” *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, vol. 4, pp. 74–83, 1996, [doi:10.5435/00124635-199603000-00002](https://doi.org/10.5435/00124635-199603000-00002).

- [13] Provenzano, P., Lakes, R., Keenan, T., y Vanderby, R., “Nonlinear ligament viscoelasticity,” *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 29, no. 10, pp. 908–914, 2001, [doi:10.1114/1.1408926](https://doi.org/10.1114/1.1408926).
- [14] Hirokawa, S. y Tsuruno, R., “Three-dimensional deformation and stress distribution in an analytical/computational model of the anterior cruciate ligament,” *Journal of Biomechanics*, vol. 33, 2000, [doi:10.1016/S0021-9290\(00\)00073-7](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00073-7).
- [15] McKeon, B. P., Bono, J. V., y Richmond, J. C., *Knee arthroscopy*. Springer US, 2009, [doi:10.1007/978-0-387-89504-8](https://doi.org/10.1007/978-0-387-89504-8).
- [16] Benavidez, E. L., Avárguez, M. N., y López, J. F., “CAPÍTULO 31-PRINCIPIOS DE LA ARTROSCOPIA,” rep. tec., Hospital Marina Baixa, Villajoyosa, Alicante, 2016.
- [17] “Anterior Cruciate Ligament (ACL) Reconstruction Surgery.”, <https://www.webmd.com/pain-management/knee-pain/acl-surgery-what-to-expect2-3> (visitado el 2021-04-25).
- [18] Tibor, L., Chan, P. H., Funahashi, T. T., Wyatt, R., Maletis, G. B., y Inacio, M. C., “Surgical technique trends in primary ACL reconstruction from 2007 to 2014,” *Journal of Bone and Joint Surgery - American Volume*, vol. 98, pp. 1079–1089, 2016, [doi:10.2106/JBJS.15.00881](https://doi.org/10.2106/JBJS.15.00881).
- [19] Jennings, J. K., Leas, D. P., Fleischli, J. E., D’Alessandro, D. F., Peindl, R. D., y Piasecki, D. P., “Transtibial versus anteromedial portal ACL reconstruction: Is a hybrid approach the best?,” *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, vol. 5, 2017, [doi:10.1177/2325967117719857](https://doi.org/10.1177/2325967117719857).
- [20] Morgan, C. D., Kalman, V. R., y Grawl, D. M., “Definitive landmarks for reproducible tibial tunnel placement in anterior cruciate ligament reconstruction,” *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, vol. 11, pp. 275–288, 1995, [doi:10.1016/0749-8063\(95\)90003-9](https://doi.org/10.1016/0749-8063(95)90003-9).
- [21] Trofa, D. P., Saltzman, B. M., Corpus, K. T., Connor, P. M., Fleischli, J. E., y Piasecki, D. P., “A hybrid transtibial technique combines the advantages of anteromedial portal and transtibial approaches: A prospective randomized controlled trial,” *American Journal of Sports Medicine*, vol. 48, 2020, [doi:10.1177/0363546520956645](https://doi.org/10.1177/0363546520956645).
- [22] Moon, D. K., Jo, H. S., Lee, D. Y., Kang, D. G., Byun, J. H., y Hwang, S. C., “Influence of the different anteromedial portal on femoral tunnel orientation during anatomic acl reconstruction,” *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, vol. 51, 2017, [doi:10.1016/j.aott.2017.02.004](https://doi.org/10.1016/j.aott.2017.02.004).
- [23] Jamsher, M., Ballarati, C., Viganò, M., Hofbauer, M., Togninalli, D., Lafranchi, S., de Girolamo, L., y Denti, M., “Graft inclination angles in anterior cruciate ligament reconstruction vary depending on femoral tunnel reaming method: Comparison among transtibial, anteromedial portal, and outside-in retrograde drilling techniques,” *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, vol. 36, 2020, [doi:10.1016/j.arthro.2019.09.040](https://doi.org/10.1016/j.arthro.2019.09.040).
- [24] Sharp, J. W., Kani, K. K., Gee, A., Mulcahy, H., Chew, F. S., y Porrino, J., “Anterior cruciate ligament fixation devices: Expected imaging appearance and common complications,” 2018, [doi:10.1016/j.ejrad.2017.12.006](https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2017.12.006).
- [25] Pereira, V. L., Medeiros, J. V., Nunes, G. R. S., de Oliveira, G. T., y Nicolini, A. P.,

- “Tibial-graft fixation methods on anterior cruciate ligament reconstructions: a literature review,” 2021, [doi:10.1186/s43019-021-00089-0](https://doi.org/10.1186/s43019-021-00089-0).
- [26] Bernholt, D. L., Kennedy, M. I., Crawford, M. D., DePhillipo, N. N., y LaPrade, R. F., “Combined anterior cruciate ligament reconstruction and lateral extra-articular tenodesis,” *Arthroscopy Techniques*, vol. 8, 2019, [doi:10.1016/j.eats.2019.03.027](https://doi.org/10.1016/j.eats.2019.03.027).
- [27] Slette, E. L., Mikula, J. D., Schon, J. M., Marchetti, D. C., Kheir, M. M., Turnbull, T. L., y LaPrade, R. F., “Biomechanical results of lateral extra-articular tenodesis procedures of the knee: A systematic review,” *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, vol. 32, 2016, [doi:10.1016/j.arthro.2016.04.028](https://doi.org/10.1016/j.arthro.2016.04.028).
- [28] Benos, L., Stanev, D., Spyrou, L., Moustakas, K., y Tsaopoulos, D. E., “A Review on Finite Element Modeling and Simulation of the Anterior Cruciate Ligament Reconstruction,” 2020, [doi:10.3389/fbioe.2020.00967](https://doi.org/10.3389/fbioe.2020.00967).
- [29] Wang, L., Lin, L., Feng, Y., Fernandes, T. L., Asnis, P., Hosseini, A., y Li, G., “Anterior cruciate ligament reconstruction and cartilage contact forces - A 3D computational simulation,” *Clinical Biomechanics*, vol. 30, pp. 1175–1180, 2015, [doi:10.1016/j.clinbiomech.2015.08.007](https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.08.007).
- [30] Suggs, J., Wang, C., y Li, G., “The effect of graft stiffness on knee joint biomechanics after ACL reconstruction - A 3D computational simulation,” *Clinical Biomechanics*, vol. 18, pp. 35–43, 2003, [doi:10.1016/S0268-0033\(02\)00137-7](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(02)00137-7).
- [31] Chizari, M. y Wang, B., “2009 SIMULIA Customer Conference 3D Numerical Analysis of an ACL Reconstructed Knee,” en *SIMULIA Customer Conference* (Chizari, M. y Wang, B., eds.), vol. 10, (London), pp. 1–13, 2009, http://www.simulia.com/download/pdf2009/Chizari_SCC2009.pdf.
- [32] Vairis, A., Stefanoudakis, G., Petousis, M., Vidakis, N., Tsainis, A. M., y Kandyla, B., “Evaluation of an intact, an ACL-deficient, and a reconstructed human knee joint finite element model,” *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 19, pp. 263–270, 2016, [doi:10.1080/10255842.2015.1015526](https://doi.org/10.1080/10255842.2015.1015526).
- [33] Completo, A., Noronha, J. C., Oliveira, C., y Fonseca, F., “Biomechanical evidence on anterior cruciate ligament reconstruction,” *Revista Brasileira de Ortopedia*, vol. 54, pp. 190–197, 2019, [doi:10.1016/j.rbo.2017.11.008](https://doi.org/10.1016/j.rbo.2017.11.008).
- [34] Fedorov, A., Beichel, R., Kalpathy-Cramer, J., Finet, J., Fillion-Robin, J. C., Pujol, S., Bauer, C., Jennings, D., Fennessy, F., Sonka, M., Buatti, J., Aylward, S., Miller, J. V., Pieper, S., y Kikinis, R., “3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network,” *Magnetic Resonance Imaging*, vol. 30, pp. 1323–1341, 2012, [doi:10.1016/j.mri.2012.05.001](https://doi.org/10.1016/j.mri.2012.05.001).
- [35] Cheng, R., Wang, H., Jiang, Z., Dimitriou, D., Cheng, C.-K., y Tsai, T.-Y., “The femoral tunnel drilling angle at 45° coronal and 45° sagittal provided the lowest peak stress and strain on the bone tunnels and anterior cruciate ligament graft,” *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, vol. 9, 2021, [doi:10.3389/fbioe.2021.797389](https://doi.org/10.3389/fbioe.2021.797389).