

CARACTERIZACIÓN MECÁNICA DEL TENDÓN POPLITEO MEDIANTE
PRUEBA A TENSIÓN UNIAXIAL EN RODILLAS DE PORCINO.

OSCAR ANDRÉS MANTILLA OTERO

CARLOS MARIO RAMIREZ DURÁN

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FISICOMECAÑICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
BUCARAMANGA

2019

CARACTERIZACIÓN MECÁNICA DEL TENDÓN POPLITEO MEDIANTE
PRUEBA A TENSIÓN UNIAXIAL EN RODILLAS DE PORCINO.

OSCAR ANDRÉS MANTILLA OTERO

CARLOS MARIO RAMIREZ DURÁN

Trabajo de Grado para optar el título de

Ingeniero Mecánico

Director

DIEGO FERNANDO VILLEGAS BERMUDEZ

Ingeniero Mecánico, PhD

Co-director

IVÁN DARÍO QUINTERO PABÓN

Médico Cirujano

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER

FACULTAD DE INGENIERÍAS FISICOMECAÑICAS

ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA

BUCARAMANGA

2019

CONTENIDO

pág.

INTRODUCCIÓN	14
1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	17
2. JUSTIFICACIÓN.....	19
3. OBJETIVOS.....	21
3.1. OBJETIVO GENERAL	21
3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	21
5. CONTEXTUALIZACIÓN	22
5.1.El complejo poplíteo:.....	26
5.2.El tendón poplíteo (TP) y su estructura:.....	28
6. METODOLOGÍA	31
6.1. Preparación de las muestras	31
6.2. Determinación de la fuerza optima de agarre	41
6.3. Caracterización mecánica del tendón poplíteo	51
6.4. Modelo constitutivo de Ogden.....	56
6.4.1. Determinación de μ y α	60
6.5. Comparación de la fuerza de rotura en especies porcinas respecto a la soportada en estructuras humanas.....	61
7. ANÁLISIS Y RESULTADOS	62
7.1. Caracterización mecánica del tendón poplíteo	62
7.1.1. Fuerza máxima	62
7.1.2. Rigidez	62
7.1.3. Esfuerzo último	63

7.1.4. Deformación última %.....	63
7.1.5. Módulo lineal.....	63
7.1.6. Área sección transversal.....	63
7.2. Parámetros del modelo matemático de Ogden.....	64
7.3. Comparación de las propiedades mecánicas del tendón poplíteo en especies porcinas y en humanos.....	66
8. CONCLUSIONES	71
BIBLIOGRAFÍA.....	72

LISTA DE FIGURAS

	pág.
Figura 1: Exposición del CPE de una rodilla derecha humana, señalando sus principales componentes	22
Figura 2: Clasificación de lesiones en tejidos blandos, según su severidad (grado).	23
Figura 3: Representación de una reconstrucción de complejo postero externo de una rodilla derecha. Vista lateral (a) y vista posterior (b) de la rodilla.	25
Figura 4: Localización del músculo poplíteo (MP) en la zona posterior de la rodilla.	26
Figura 5: Localización de los fascículos poplíteomeniscales (flecha negra) y el ligamento poplíteo-fibular LPF (flecha blanca) en el complejo poplíteo. Vista posterior de la rodilla.....	28
Figura 6: Representación esquemática de la microarquitectura de un tendón.	29
Figura 7: Muestra inicial de una rodilla derecha de cerdo. De izquierda a derecha, vistas lateral, medial y posterior.....	31
Figura 8: Instrumentación quirúrgica utilizada. Bisturí (a), pinza sin dientes (b) y pinza con dientes (c).....	32
Figura 9: Reconocimiento inicial de la esquina posterolateral. Exposición del músculo poplíteo MP (flecha negra). Vista posterior de la rodilla.	33
Figura 10: Exposición del tendón tibiotroclear TTT. Vista anterior de la rodilla.	34
Figura 11: Disección del tendón tibiotroclear TTT con caja ósea del cóndilo femoral.....	35
Figura 12: Exposición del músculo poplíteo MP (borde naranja) y localización de la bursa poplíteo (flecha negra). Vista posterior de la rodilla.	35
Figura 13: Exposición del tendón poplíteo TP (flecha negra), y su inserción en el menisco lateral (flecha amarilla) por medio de los fascículos poplíteomeniscales (flecha verde). Vista posterior de la rodilla.	36

Figura 14: Exposición del tendón poplíteo TP, junto al ligamento colateral lateral LCL. Vista posterior de la rodilla.	37
Figura 15: Proceso de remoción del tejido muscular del tendón poplíteo TP, con el uso de una pinza quirúrgica.	38
Figura 16: Disección del tendón ligamento colateral lateral LCL con caja ósea del cóndilo femoral (extremo superior) y de la cabeza de la fíbula (extremo inferior)..	39
Figura 17: Disección del tendón poplíteo TP con caja ósea del cóndilo femoral. ..	40
Figura 18 : Máquina MTS BIONIX 372.02.	41
Figura 19 : Estación hidráulica MTS SILENT-FLO 515.150.....	42
Figura 20: Mordazas MTS 647.02B.	43
Figura 21: Cuñas de sujeción.	44
Figura 22: Prueba fallida en la zona distal de un TTT.....	45
Figura 23: Variación de la fuerza axial en función de la presión de agarre de la mordaza. En color verde se representa la presión óptima.	46
Figura 24: Tipos de disección en un tendón tibiotroclear TTT. Disección de corte tendinoso (izquierda), disección subperióstica (centro)	48
Figura 25 : Sujeción mejorada con lija #60.	50
Figura 26: Estiramiento del TP durante la prueba de tracción uniaxial.	51
Figura 27: Gráfico de un pre-acondicionamiento de tejido por ciclos.....	52
Figura 28: Curva esfuerzo – deformación en tendones.	53
Figura 29: Gráfica Fuerza vs Desplazamiento	54
Figura 30: Gráfica Esfuerzo Vs Deformación.....	55
Figura 31: Coeficiente de correlación modelos hiperelásticos.	57
Figura 32: Representación modelo matemático de Ogden.	65
Figura 33: Propiedades mecánicas tendón poplíteo	66
Figura 34: Áreas transversales del tendón poplíteo	67
Figura 35: Rigidez del tendón poplíteo	67
Figura 36: Esfuerzo último del tendón poplíteo.....	68
Figura 37: Deformación última del tendón poplíteo.....	68
Figura 38: Módulo lineal del tendón poplíteo	69

LISTA DE TABLAS

	pág.
Tabla 1: Composición estructural de tendones y ligamentos.	30
Tabla 2: Determinación de la fuerza óptima de agarre.	45
Tabla 3: Fuerzas máximas de tracción, según el tipo de disección.	49
Tabla 4: Propiedades mecánicas del tendón poplíteo en porcinos.	62
Tabla 5: Parámetros del modelo para diferentes estiramientos.....	64
Tabla 6: Comparación de las propiedades del tendón poplíteo en porcinos y en humanos sometidos a un ensayo de tensión uniaxial.....	66

LISTA DE ANEXOS

(Ver anexos adjuntos en el CD)

Anexo A. Bitácoras de laboratorio de las pruebas a tracción en tejidos blandos.

Anexo B. Cálculos y datos de los ensayos de tracción.

RESUMEN

TITULO:

CARACTERIZACIÓN MECÁNICA DEL TENDÓN POPLÍTEO
MEDIANTE PRUEBA A TRACCIÓN UNIAXIAL EN RODILLAS DE
PORCINO*

AUTORES:

OSCAR ANDRÉS MANTILLA OTERO**

CARLOS MARIO RAMÍREZ DURÁN**

PALABRAS CLAVE:

BIOMECÁNICA, TENDÓN POPLÍTEO, ENSAYO DE TRACCIÓN,
PORCINO.

DESCRIPCIÓN:

En la biomecánica se han venido desarrollando diferentes estudios alrededor de las estructuras de la rodilla, entre ellas se puede encontrar el tendón poplíteo que juega un papel determinante en la estabilidad de la articulación. Dichos estudios han permitido crear modelos de reconstrucción quirúrgica en el ámbito médico.

Este trabajo tiene como objetivo obtener la caracterización morfológica y mecánica del tendón poplíteo en estructuras de porcino bajo cargas de tensión uniaxial. Para la realización de las pruebas se debe realizar una preparación y disección meticulosa de las muestras cadavéricas, se debe realizar una plena identificación de los componentes de la articulación, y un pre acondicionamiento mecánico en cada uno de los ensayos. De los ensayos se obtendrán las propiedades mecánicas del tejido a partir de las gráficas fuerza vs desplazamiento y esfuerzo vs deformación, para realizar un comparativo con los valores obtenidos por estudios anteriores en rodillas humanas, permitiendo determinar el grado de similitud para emplear métodos de reconstrucción quirúrgica en los porcinos y extrapolarlos a los humanos. Paralelo a esto, se determinan los parámetros matemáticos para un modelo hiperelástico de Ogden, el cual permite modelar el comportamiento del tendón poplíteo hasta el punto de falla o fuerza máxima; el desarrollo de este modelo tiene como objetivo dar inicio a futuros modelos matemáticos que permitan encontrar materiales sintéticos biocompatibles con los cuales se pueda reemplazar el tendón poplíteo.

*Trabajo de grado

** Facultad de ingenierías físico-mecánicas. Escuela de ingeniería mecánica. Director: Diego Fernando Villegas Bermúdez, Ingeniero mecánico PhD.

ABSTRACT

TITLE:

MECHANICAL CHARACTERIZATION OF THE POPLITEUS TENDON
THROUGH UNIAXIAL TRACTION TEST IN PORCINE KNEES *

AUTHORS:

OSCAR ANDRÉS MANTILLA OTERO**

CARLOS MARIO RAMÍREZ DURÁN**

KEYWORDS:

BIOMECHANICS, POPLITEUS TENDON, TRACTION TEST,
PORCINE.

DESCRIPTION:

In biomechanics, different studies have been developed around the structures of the knee, among them you can find the popliteus tendon that plays a decisive role in the stability of the joint. These studies have allowed the creation of surgical reconstruction models in the medical field.

This work aims to obtain the morphological and mechanical characterization of the popliteal tendon in pig structures under uniaxial stress loads. To carry out the tests, a thorough preparation and dissection of the cadaveric samples must be performed, a full identification of the joint components, and a mechanical preconditioning in each of the tests must be performed. From the tests, the mechanical properties of the tissue will be obtained from the force vs. displacement and stress vs. deformation graphs, to make a comparison with the values obtained by previous studies on human knees, allowing to determine the degree of similarity to employ surgical reconstruction methods in pigs and extrapolate them to humans. Parallel to this, the mathematical parameters for an Ogden hyperelastic model are determined, which allows modeling the behavior of the popliteus tendon to the point of failure or maximum force; The development of this model aims to initiate future mathematical models that allow to find biocompatible synthetic materials with which the popliteus tendon can be replaced.

*Bachelor Thesis

** Facultad de ingenierías físico-mecánicas. Escuela de ingeniería mecánica. Director: Diego Fernando Villegas Bermúdez, Mechanical engineer PhD.

INTRODUCCIÓN

La rodilla se considera una de las articulaciones más importantes de la anatomía humana, no solo por su papel fundamental en la estabilidad y movilidad, sino por su biomecánica compleja, producto de la armonía en el movimiento de un gran número de superficies óseas, estructuras blandas articulares, tendones y ligamentos.

Debido a las funciones de amortiguación de cargas ascendentes y descendentes, en adición a una gran flexibilidad articular; la rodilla, presenta una gran tendencia a lesiones de primer, segundo y tercer grado en tendones y ligamentos constituyentes, además de desgastes acelerados en estructuras articulares, que conllevan a pérdidas parciales o totales de la movilidad.¹

El músculo poplíteo (MP) es parte del complejo postero-externo de la rodilla, y se destaca por sus grandes aportes a las funciones estáticas y dinámicas de la articulación, además ser considerado como uno de los estabilizadores dorso-laterales más importantes de la rodilla.^{2 3 4}

El MP se encuentra fuertemente unido al cóndilo lateral del fémur por el tendón poplíteo (TP). Se ha comprobado en estudios previos que el TP juega un papel importante en la estabilización del menisco lateral durante los bloqueos de la rodilla; esto es, gracias a la presencia de fascículos poplíteomeniscales que lo conectan

¹ J. Chahla, D. Arroquy, and R. LaPrade, "Complejo Postero externo de la Rodilla: Conceptos Actuales," *Artroscopía*, vol. 23, no. 2, pp. 39–46, 2016.

² R. F. LaPrade, T. V. Ly, F. A. Wentorf, and L. Engebretsen, "The Posterolateral Attachments of the Knee. A Qualitative and Quantitative Morphologic Analysis of the Fibular Collateral Ligament, Popliteus Tendon, Popliteofibular Ligament, and Lateral Gastrocnemius Tendon," *Am. J. Sports Med.*, vol. 31, no. 6, pp. 854–860, 2003.

³ P. P. Mariani and F. Margheritini, "Partial isolated rupture of the popliteus tendon in a professional soccer player: a case report," *BMC Sports Sci. Med. Rehabil.*, vol. 1, no. 1, pp. 1–4, 2009.

⁴ R. S. Cruz *et al.*, "Anatomic Posterolateral Corner Reconstruction," *Arthrosc. Tech.*, vol. 5, no. 3, pp. 563–572, 2016.

fuertemente con dicho menisco ⁵. Se ha comprobado también, que el TP tiene la capacidad de dar balance y controlar la rotación neutral de la tibia durante los movimientos de rotación externa de la rodilla.^{6 7}

Diferentes modelos constitutivos hiperelásticos se han venido desarrollando a través del tiempo dada la necesidad de estudiar el comportamiento no lineal que presentan las propiedades mecánicas de ciertas estructuras, entre ellas tejidos blandos, las cuales cobran gran importancia en la biomecánica y en la medicina, entre ellos se puede encontrar el modelo propuesto por R.W. Ogden, el cual ha sido implementado en trabajos investigativos en materiales y estructuras que presentan un comportamiento no lineal en las propiedades mecánicas ^{8 9}, obteniendo un alto grado de confiabilidad en los resultados por medio del cual se permite describir el comportamiento de estructuras como la usada en este proyecto (tendón poplíteo), el cual en trabajos previos se considera como un tejido isotrópico, hiperelástico e incompresible, como se puede observar cuando se somete un material de este tipo a grandes presiones en donde el cambio volumétrico es relativamente bajo, para facilitar el desarrollo numérico y el modelamiento matemático.¹⁰

La importancia de un modelo matemático que permita describir el comportamiento mecánico de este tejido blando, se ve reflejada en la posibilidad de mejora de los

⁵ J. H. Yang, H. C. Lim, J. H. Bae, H. Fernandez, T. S. Bae, and J. H. Wang, "Anatomic and isometric points on femoral attachment site of popliteus muscle-tendon complex for the posterolateral corner reconstruction," *Knee Surgery, Sport. Traumatol. Arthrosc.*, vol. 19, no. 10, pp. 1669–1674, 2011.

⁶ J. Leal-Blanquet, A. Ginés-Cespedosa, and J. C. Monllau, "Bifurcated popliteus tendon: A descriptive arthroscopic study," *Int. Orthop.*, vol. 33, no. 6, pp. 1633–1635, 2009.

⁷ S. P. Jadhav, S. R. More, R. F. Riascos, D. F. Lemos, and L. E. Swischuk, "Comprehensive Review of the Anatomy, Function, and Imaging of the Popliteus and Associated Pathologic Conditions," *RadioGraphics*, vol. 34, no. 2, pp. 496–513, 2014.

⁸ K. Steffen, C. Emery, M. Romitti, J. Kang, M. Bizzini, and J. Dvorak, "Improving outcomes for posterolateral knee injuries.," *Br. J. Sports Med.*, vol. 32, pp. 485–491, 2013.

⁹ C. Quintana, I. Peñuelas, C. Rodríguez, and A. Maestro, "Nuevas metodologías de ensayo en la caracterización de comportamiento biomecánico de los materiales implicados en las reconstrucciones del ligamento cruzado anterior realizadas utilizando tornillo interferencial. Modelización y simulación.," 13° Congr. ibero-americano Ing. mecánica., no. Octubre, 2017.

¹⁰ F. K. Fuss, "An Analysis of the Popliteus Muscle in Man , Dog , and Pig With a Reconsideration of the General Problems of Muscle Function," *Anat. Rec.*, vol. 225, no. 1, pp. 251–256, 1989.

modelos de reconstrucción quirúrgica actualmente empleados, los cuales constan del reemplazo del tejido con aloinjertos y autoinjertos^{11 12}. Dichas mejoras podrían incursionar en la aplicación de nuevas técnicas que permitan recuperar en un porcentaje más alto la estabilidad de la rodilla, encontrar materiales sintéticos más eficientes que los injertos usados actualmente en los procesos médicos para la reconstrucción de esta estructura, entre otros.¹³

¹¹ S. P. Jadhav, S. R. More, R. F. Riascos, D. F. Lemos, and L. E. Swischuk, "Comprehensive Review of the Anatomy, Function, and Imaging of the Popliteus and Associated Pathologic Conditions," *RadioGraphics*, vol. 34, no. 2, pp. 496–513, 2014.

¹² F. K. Fuss, "An Analysis of the Popliteus Muscle in Man , Dog , and Pig With a Reconsideration of the General Problems of Muscle Function," *Anat. Rec.*, vol. 225, no. 1, pp. 251–256, 1989.

¹³ S. J. Voto, R. N. Clark, and W. A. Zuelzer, "Arthroscopic training using pig knee joints," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 226, no. 1, pp. 134–138, 1988.

1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La articulación de la rodilla cumple una función central en la movilidad y la estabilidad del cuerpo humano, principalmente se encuentra ligada a los movimientos de flexión y extensión, pero su estabilidad está determinada por los diferentes componentes que se encuentran alrededor de ella, como lo son ligamentos, tejidos blandos y músculos.

Dada la importancia de la articulación de la rodilla en la biomecánica habitual del cuerpo humano, se encuentra propensa a diferentes tipos de lesiones, las cuales pueden dificultar el movimiento de la misma, disminuir la capacidad de rotación, flexión y extensión, afectando directamente la estabilidad.

En el área de la biomecánica se han desarrollado diferentes estudios donde se resalta la importancia de las diferentes estructuras de la esquina posterolateral de la rodilla ¹⁴, entre ellas el tendón poplíteo, en la estabilidad de la misma. De igual forma se han desarrollado estudios paralelos donde se realizan análisis morfológicos y numéricos que pueden ser utilizados como base a modelos biomecánicos orientados a los tratamientos de lesiones y reconstrucción de los diferentes componentes de la rodilla.¹⁵

El estudio en estructuras animales se ha venido desarrollando como un modelo de comportamiento para futuros procedimientos de reconstrucción quirúrgica. Estudios previos, con objetivos de comparar anatómicamente las estructuras intraarticulares de la rodilla humana con las de algunas especies de animales domésticos, han

¹⁴ R. S. Cruz *et al.*, "Anatomic Posterolateral Corner Reconstruction," *Arthrosc. Tech.*, vol. 5, no. 3, pp. 563–572, 2016

¹⁵ R. F. LaPrade, T. V. Ly, F. A. Wentorf, and L. Engebretsen, "The Posterolateral Attachments of the Knee. A Qualitative and Quantitative Morphologic Analysis of the Fibular Collateral Ligament, Popliteus Tendon, Popliteofibular Ligament, and Lateral Gastrocnemius Tendon," *Am. J. Sports Med.*, vol. 31, no. 6, pp. 854–860, 2003.

encontrado similitudes considerables que pueden ser aprovechadas para estudiar y mejorar las técnicas quirúrgicas de reconstrucción de la articulación.¹⁶

Entre las diferentes estructuras que conforman la esquina posterolateral de la rodilla, se encuentra el tendón poplíteo, el cual ha sido fuente de estudio dada su importancia para las funciones de rotación externa, flexión y traslación posterior.¹⁷

Con el fin de optimizar futuros procedimientos quirúrgicos en este componente se da la necesidad de caracterizar mecánicamente y morfológicamente el tendón poplíteo en rodillas de porcino bajo cargas uniaxiales de tensión. Los resultados de estos experimentos servirán como base para futuras simulaciones y modelamientos de procesos con diferentes programas computacionales; los especialistas en ortopedia y cirugía reconstructiva, podrán observar comportamientos a falla del tendón poplíteo en solitario y podrán hallar patrones de lesión que involucren sobrecargas en esta estructura.

¹⁶ B. L. Proffen, M. Mcelfresh, B. C. Fleming, and M. M. Murray, "A comparative anatomical study of the human knee and six animal species," *Knee*, vol. 19, no. 4, pp. 493–499, 2012.

¹⁷ L. A. Aponte Tinao, "Ligamento poplíteo-peroneo de la rodilla. Estudio anatomoquirúrgico del complejo posterolateral.," *Rev. la Asoc. Argentina Ortop. y Traumatol.*, vol. 62, no. 2, pp. 264–271, 2015.

2. JUSTIFICACIÓN

Las técnicas vigentes de reconstrucción quirúrgica de la esquina posterolateral de la rodilla, no han logrado restaurar por completo la estabilidad de la articulación, ni tampoco restituir todos los grados de libertad de la misma, esto en parte, debido a la gran complejidad de dicha estructura ¹⁸. En vista de esto, se han realizado estudios en solitario de los componentes principales de la articulación de la rodilla, en busca de obtener sus propiedades mecánicas para luego definir su relevancia en las funciones de rotación externa, flexión y traslación posterior en función de su resistencia mecánica.

Un tendón tiene la función de conectar un músculo esquelético con un hueso, permitiendo así una transmisión de fuerza de contracción muscular al hueso para luego producir un movimiento. Dado que la función biomecánica habitual de los tendones implica que estos soporten cargas a tensión, es por medio de un ensayo a tracción uniaxial que podremos obtener su correcta caracterización mecánica.

En este trabajo se hará énfasis en la estructura del tendón poplíteo, donde se buscará obtener su caracterización mecánica bajo esfuerzos de tensión uniaxial, con el fin, de proporcionar información de gran importancia para mejorar técnicas quirúrgicas buscando modelos alternativos al estudio biomecánico actual.

¹⁸ J. H. Yang, H. C. Lim, J. H. Bae, H. Fernandez, T. S. Bae, and J. H. Wang, "Anatomic and isometric points on femoral attachment site of popliteus muscle-tendon complex for the posterolateral corner reconstruction," *Knee Surgery, Sport. Traumatol. Arthrosc.*, vol. 19, no. 10, pp. 1669–1674, 2011.

Debido a la dificultad en la obtención de muestras humanas, se plantea un estudio biomecánico alternativo en rodillas de porcino, el cual es altamente comparable al modelo biomecánico humano gracias a las grandes similitudes anatómicas y funcionales de las estructuras, con el fin de obtener datos y modelos que posean aplicación quirúrgica en el ámbito médico y desde luego, en el ámbito veterinario.¹⁹

20 21

¹⁹ M. L. Ju, S. Mezghani, H. Jmal, R. Dupuis, and E. Aubry, "Parameter Estimation of a Hyperelastic Constitutive Model for the Description of Polyurethane Foam in Large Deformation," *Cell. Polym.*, vol. 32, no. 1, pp. 21–40, 2013.

²⁰ G. A. Holzapfel, *Nonlinear Solid Mechanics*, 1st ed. West Sussex: John Wiley & Sons Ltd, 2000.

²¹ C. J. Griffith, C. A. Wijdicks, U. Goerke, S. Michaeli, J. Ellermann, and R. F. LaPrade, "Outcomes of untreated posterolateral knee injuries: An in vivo canine model," *Knee Surgery, Sport. Traumatol. Arthrosc.*, vol. 19, no. 7, pp. 1192–1197, 2011.

3. OBJETIVOS

3.1. OBJETIVO GENERAL

- Obtener las propiedades mecánicas del tendón poplíteo bajo carga uniaxial en rodillas de porcino mediante un ensayo a tensión uniaxial para determinar su relevancia en las funciones de movimiento y estabilidad de la esquina posterolateral de la rodilla.

3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

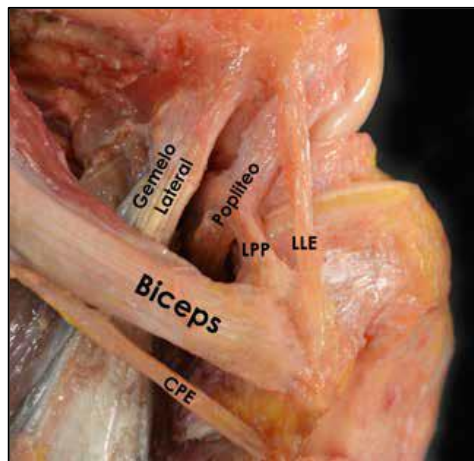
- Determinar la fuerza optima de agarre en la mordaza hidráulica MTS 647 sobre el tendón poplíteo garantizando inocuidad y confiabilidad en la sujeción.
- Caracterizar mecánicamente el tendón poplíteo en rodillas de porcino obteniendo fuerza máxima, rigidez y esfuerzo último mediante las curvas de fuerza vs desplazamiento y esfuerzo vs deformación obtenidas durante una prueba uniaxial de tensión.
- Comparar la fuerza de rotura del tendón poplíteo porcino con la del tendón poplíteo humano para establecer una relación directa basada en ensayos de tensión uniaxial.

5. CONTEXTUALIZACIÓN

El complejo postero externo (CPE) de la rodilla es el encargado de proporcionar la contención primaria a las fuerzas de varo de la rodilla, además de la rotación posterolateral de la tibia con respecto al fémur.²²

El CPE es destacado por la limitada comprensión de sus estructuras constitutivas, su biomecánica y las reducidas opciones de tratamiento posibles. Este complejo posee una anatomía compleja que puede presentar variaciones de persona a persona, lo cual ha generado dificultades en su estudio anatómico y funcional.^{23 24}

Figura 1: Exposición del CPE de una rodilla derecha humana, señalando sus principales componentes



Fuente: <https://revistaartroscopia.com.ar/103-volumen-05-numero-1/volumen-23-numero-2/737-complejo-postero-externo-de-la-rodilla-conceptos-actuales>

²² J. Leal-Blanquet, A. Ginés-Cespedosa, and J. C. Monllau, "Bifurcated popliteus tendon: A descriptive arthroscopic study," *Int. Orthop.*, vol. 33, no. 6, pp. 1633–1635, 2009.

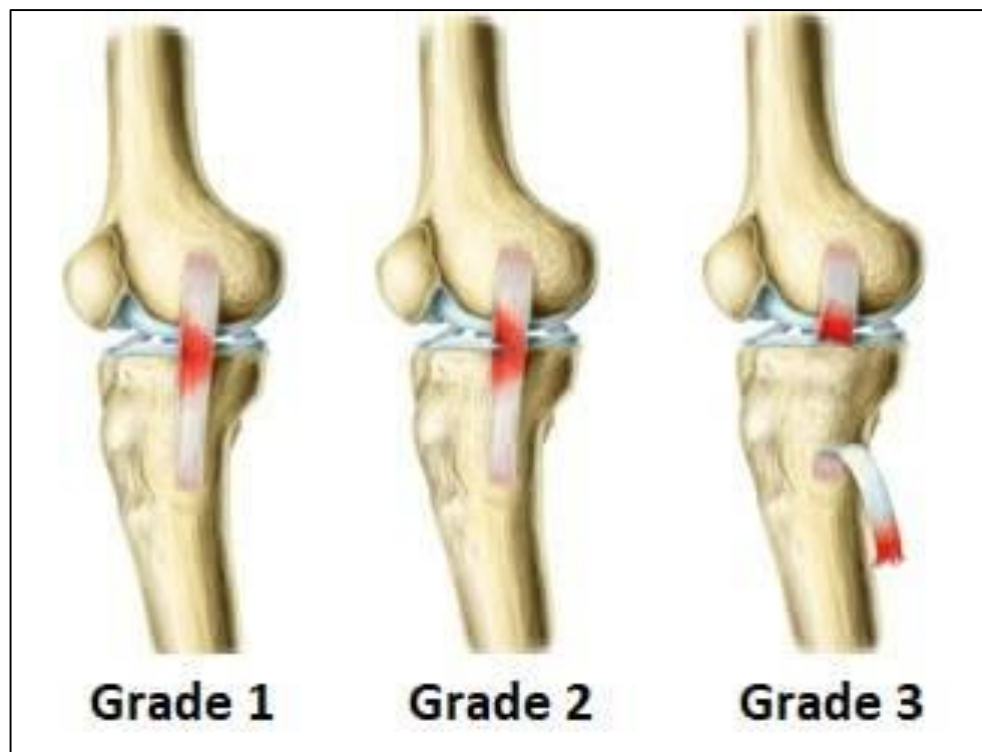
²³ P. P. Mariani and F. Margheritini, "Partial isolated rupture of the popliteus tendon in a professional soccer player: a case report," *BMC Sports Sci. Med. Rehabil.*, vol. 1, no. 1, pp. 1–4, 2009.

²⁴ B. L. Proffen, M. Mcelfresh, B. C. Fleming, and M. M. Murray, "A comparative anatomical study of the human knee and six animal species," *Knee*, vol. 19, no. 4, pp. 493–499, 2012.

Del CPE, se destacan tres estabilizadores estáticos que son el tendón poplíteo (TP), el ligamento poplíteo-fibular (LPF) y el ligamento colateral lateral (LCL); estos tres están plenamente identificados en la figura anterior.

Las lesiones en estructuras musculares y tendinosas se pueden clasificar en tres grados de severidad, siendo el grado 1 un estiramiento minúsculo provocado por la rotura microscópica de fibras, el grado 2 para una rotura parcial del tejido sin llegar a afectar el vientre de la estructura, y grado 3 para una rotura completa en el vientre de la estructura, separando por completo los dos extremos del tejido.

Figura 2: Clasificación de lesiones en tejidos blandos, según su severidad (grado).



Fuente: <http://kneesafe.com/the-most-common-knee-injuries-and-disorders/>

Las lesiones en el CPE presentan, por lo general, un mecanismo común, el cual consta de un golpe directo a la zona antero-medial de la rodilla; sin embargo, también se pueden presentar mecanismos de hiperextensión forzada y estrés de varo. Las lesiones más comunes en el CPE están asociadas a roturas del LCL, por lo que se sugiere siempre realizar exámenes minuciosos sobre el LCL en todas las lesiones de ligamentos cruzados y demás estructuras afines al CPE.^{25 26}

El tratamiento para lesiones grado 1 y 2 en el CPE se soluciona, en la mayoría de los casos, con intervenciones quirúrgicas, sin embargo, existen algunos casos registrados en los que se han obtenido recuperaciones satisfactorias con tratamientos no quirúrgicos^{27 28}. Para las lesiones de grado 3 en el CPE, solo se puede optar por soluciones quirúrgicas, puesto que, un tratamiento no quirúrgico conllevaría inestabilidad persistente y cambios degenerativos precoces.²⁹

Una de las técnicas vigentes en la reconstrucción del CPE, consta de una reconstrucción de los tres estabilizadores estáticos que lo conforman (TP, LPF y LCL). Esta técnica ha sido validada para restaurar la biomecánica de la rodilla, ya que en la totalidad de los casos se ha observado mejoría en las funciones de movilidad y estabilidad.

²⁵ P. Kannus, "Nonoperative treatment of Grade II and III sprains of the lateral ligament compartment of the knee," *Am. J. Sports Med.*, vol. 17, no. 1, pp. 83–88, 1989.

²⁶ Y. Krukhaug, A. Molster, A. Rodt, and T. Strand, "Lateral ligament injuries of the knee," *Knee Surgery, Sport. Traumatol. Arthrosc.*, vol. 6, no. 1, pp. 21–25, 1998.

²⁷ F. K. Fuss, "An Analysis of the Popliteus Muscle in Man , Dog , and Pig With a Reconsideration of the General Problems of Muscle Function," *Anat. Rec.*, vol. 225, no. 1, pp. 251–256, 1989.

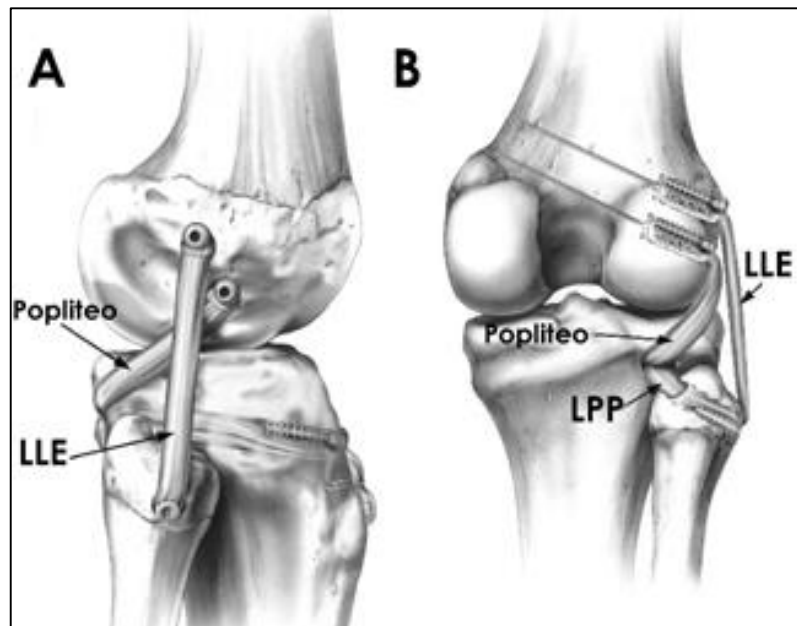
²⁸ C. J. Griffith, C. A. Wijdicks, U. Goerke, S. Michaeli, J. Ellermann, and R. F. LaPrade, "Outcomes of untreated posterolateral knee injuries: An in vivo canine model," *Knee Surgery, Sport. Traumatol. Arthrosc.*, vol. 19, no. 7, pp. 1192–1197, 2011.

²⁹ Y. Krukhaug, A. Molster, A. Rodt, and T. Strand, "Lateral ligament injuries of the knee," *Knee Surgery, Sport. Traumatol. Arthrosc.*, vol. 6, no. 1, pp. 21–25, 1998.

Habitualmente, para esta reconstrucción, se utilizan aloinjertos de Aquiles con tacos óseos de 9x25mm. Estos aloinjertos son tendones o ligamentos provenientes de donantes, que se disecan frescos y se mantienen irradiados y en estado de congelación hasta el momento del trasplante.

Los aloinjertos se fijan con tornillos interferenciales de titanio de 7x20mm en los túneles femorales, en unos agujeros perforados con una fresa de 9mm de diámetro y una profundidad de 25mm.³⁰

Figura 3: Representación de una reconstrucción de complejo postero externo de una rodilla derecha. Vista lateral (a) y vista posterior (b) de la rodilla.



Fuente: <https://revistaartroscopia.com.ar/103-volumen-05-numero-1/volumen-23-numero-2/737-complejo-postero-externo-de-la-rodilla-conceptos-actuales>

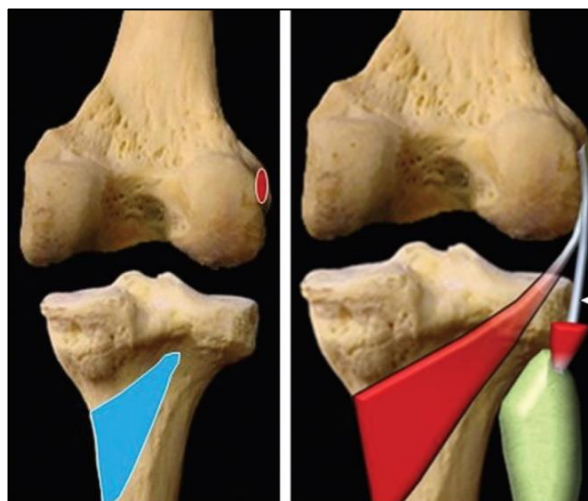
³⁰ S. J. Voto, R. N. Clark, and W. A. Zuelzer, "Arthroscopic training using pig knee joints," Clin. Orthop. Relat. Res., vol. 226, no. 1, pp. 134–138, 1988.

5.1. EL COMPLEJO POPLÍTEO:

El músculo poplíteo (MP) es una estructura muscular triangular, delgada y plana que forma parte importante del complejo postero externo (CPE) de la rodilla, actuando como un estabilizador principal de la misma.^{31 32}

Anatómicamente, el MP se encuentra ligado a la superficie posteromedial de la tibia y continua en avance lateral formando un tendón fuerte y largo que entra en la rodilla a través del hiato poplíteo; este tendón, es el denominado tendón poplíteo (TP). El MP también posee inserciones directas en el menisco lateral, producidas por sus dos fascículos poplíteomeniscales superior e inferior, los cuales conforman la parte alta y baja del hiato poplíteo respectivamente.

Figura 4: Localización del músculo poplíteo (MP) en la zona posterior de la rodilla.



Fuente: <https://pubs.rsna.org/doi/pdf/10.1148/rg.342125082>

³¹ K. Ullrich, W. K. Krudwig, and U. Witzel, "Posterolateral aspect and stability of the knee joint. I. Anatomy and function of the popliteus muscle-tendon

³² T. J. Kesman, R. T. Trousdale, M. W. Pagnano, and R. J. Sierra, "The Role of the Popliteus Tendon in Providing Stability during Posterior Stabilized Total Knee Arthroplasty," *J. Arthroplasty*, vol. 25, no. 3, p. e65, 2010.

El MP se destaca por ser el principal rotador interno de la tibia sobre el fémur en la articulación no-cargada, y en los casos de carga en la articulación, el MP actúa como un rotador externo del fémur sobre la pierna. Adjunta a la estructura del MP, se encuentra la bursa poplíteica, que es una extensión extra articular de la membrana sinovial de la articulación de la rodilla. Esta bursa se extiende desde el hiato poplíteo hasta la parte proximal del TP.

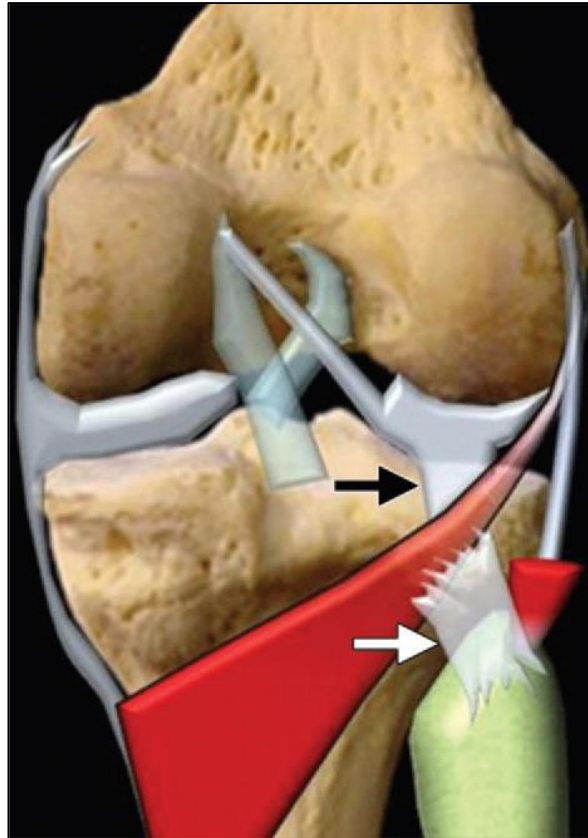
Algunas investigaciones previamente citadas, han planteado que el MP es un retractor importante del menisco lateral gracias a la acción de sus fascículos poplíteomeniscales. Dicha retracción del menisco lateral, previene movimientos anteriores excesivos en el mismo durante la extensión de la rodilla; proporcionando así, un rango de movimiento seguro en la articulación bajo configuraciones de carga y no-carga de la rodilla.

El ligamento poplíteo-fibular (LPF) proporciona una conexión robusta entre la parte media del TP y parte postero medial de la cabeza de la fíbula. El LPF se destaca por ser uno de los estabilizadores laterales más fuertes de la articulación de la rodilla. El LPF también actúa como una polea, fijando al MP durante los movimientos de contracción de la rodilla.

Las lesiones aisladas en el MP a causa de traumas directos o indirectos, son poco comunes; usualmente, estas lesiones forman parte de lesiones más complejas en la CPE ³³. Este hecho, genera que las lesiones en el MP sean menospreciadas por los especialistas de manera errónea, conllevando a pérdidas funcionales parciales y dolores severos que sólo pueden ser tratados con cirugía reconstructiva localizada.

³³ Ó. Martínez Molina, "Luxación anterior del tendón poplíteo del cóndilo femoral lateral," Acta ortopédica Mex., vol. 23, no. 3, pp. 158–162, 2009.

Figura 5: Localización de los fascículos poplíteomeniscales (flecha negra) y el ligamento poplíteo-fibular LPF (flecha blanca) en el complejo poplíteo. Vista posterior de la rodilla.



Fuente: <https://pubs.rsna.org/doi/pdf/10.1148/rg.342125082>

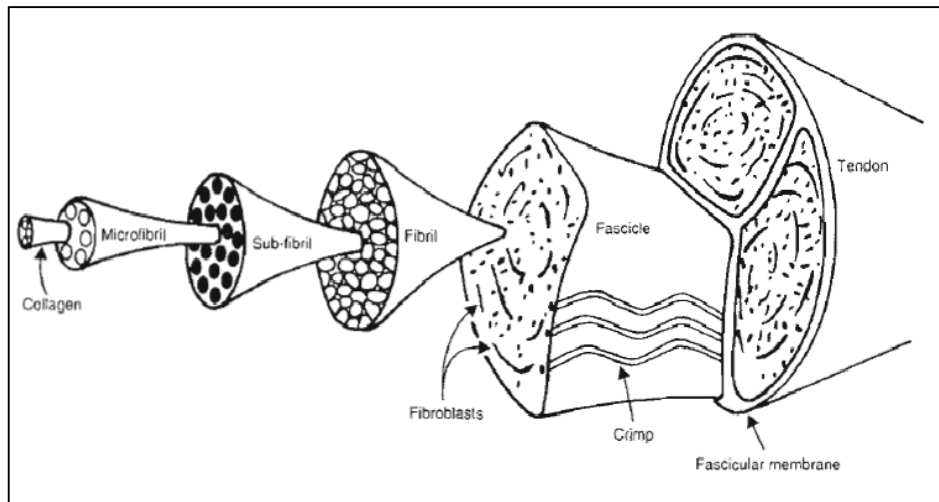
5.2. EL TENDÓN POPLÍTEO (TP) Y SU ESTRUCTURA:

El TP es un tendón plano y ancho que se inserta en la depresión del lado exterior del cóndilo lateral del fémur, pasando por debajo del ligamento colateral lateral (LCL). Después de la inserción femoral, el TP discurre postero-distalmente en dirección oblicua para insertarse luego, en la cara posteromedial de la tibia por el LPF.

En humanos, el TP tiene una longitud total promedio de 54,5mm hasta su unión musculo-tendinosa con el MP, y su inserción se localiza a una distancia promedio de 18,5mm desde la inserción del LCL en el cóndilo lateral del fémur.

La estructura del TP, al igual que cualquier otro tendón, está formada por un haz de fibras paralelas de colágeno de tipo 1, que brindan al tejido su fuerza y flexibilidad características. Las fibras de colágeno tipo 1 se encuentran organizadas en grupos pequeños denominados microfibras, que, a su vez, se agrupan en arreglos más grandes llamados sub-fibras, las cuales se juntan para formar fibras, de mayor tamaño (figura 6).

Figura 6: Representación esquemática de la micro arquitectura de un tendón.



Fuente: https://www.academia.edu/33519884/Biomecanica_Basica_del_Sistema_Muscoesqueletico-Nordin

Los tendones se encuentran cubiertos por una fina capa de tejido denominada paratenon, cuya función es proteger al tendón y mejorar el deslizamiento con las demás estructuras. Particularmente, en tendones localizados en zonas de alta fricción, se puede observar una capa sinovial bajo el paratenon; esta capa, denominada epitenón, logra facilitar aún más el deslizamiento del tendón.

Las fibras de colágeno tipo 1, están conformadas por proteínas, cadenas helicoidales de aminoácidos y agua. Las fibras paralelas se encuentran unidas unas a otras por medio de una matriz de colágeno tipo 3, la cual soporta los esfuerzos de corte, soportando desprendimiento de fibras y desgarros parciales paralelos a las mismas fibras. ³⁴

A continuación, en la tabla 1, se observa la composición estructural general de tendones y ligamentos en humanos.

Tabla 1: Composición estructural de tendones y ligamentos.

Composición estructural de tendones y ligamentos		
Componente	Ligamento	Tendón
Material celular: Fibroblastos	20%	20%
Matriz Extracelular	80%	80%
Agua	60 - 80%	60 - 80%
Colágeno Tipo 1	90%	95 - 99%
Colágeno Tipo 3	10%	1 - 5%

Los tendones son estructuras hiperelásticas con propiedades mecánicas particulares, lo suficientemente fuertes como para resistir las altas fuerzas de tensión que resultan de la contracción de los músculos durante los movimientos del cuerpo.

³⁴ M. Nordin and V. H. Frankel, *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System.*, 3rd ed. Madrid: McGRAW-HILL, 2004.

6. METODOLOGÍA

6.1. PREPARACIÓN DE LAS MUESTRAS

En el desarrollo de la presente investigación, se trabajó con 50 muestras de rodillas de cerdo de raza Landrace para realizar una posterior disección del tendón poplíteo (TP). El peso de los especímenes fue de 105 ± 18 kg, y sus edades aproximadas fueron de 7 ± 1 meses. Las muestras fueron obtenidas de un mismo proveedor de carne local del área metropolitana de Bucaramanga, y fueron disecadas 36 horas después de la hora del beneficio de cada animal, manteniéndose bajo refrigeración de 1°C a 4°C durante el tiempo previo a la disección.

Las muestras de rodillas porcinas se estandarizaron a la conservación de la totalidad del fémur y aproximadamente 20 centímetros de la tibia desde la articulación de la rodilla. Se buscó preservar los tejidos musculares próximos a la esquina posterolateral con el fin de evitar daños en los tejidos de interés.

Figura 7: Muestra inicial de una rodilla derecha de cerdo. De izquierda a derecha, vistas lateral, medial y posterior.

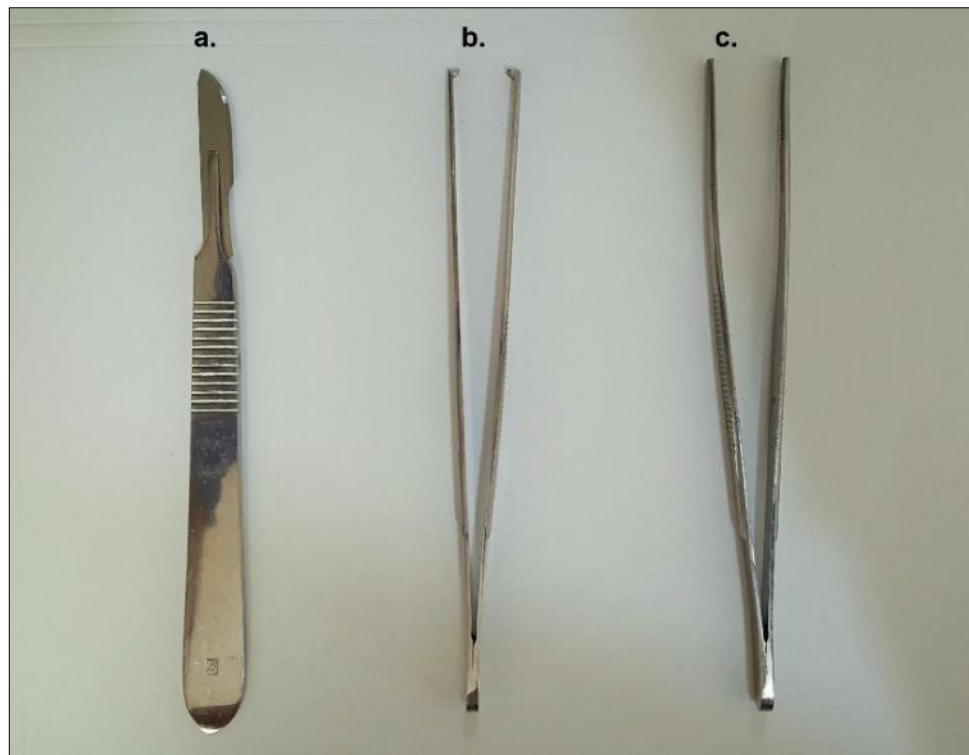


Es importante que los especímenes no hayan sufrido ningún tipo de maltrato tanto antes como después del beneficio, debido a que se pudiesen generar fracturas o

lesiones en los tendones y ligamentos de interés, descartando por completo la utilidad de la muestra.

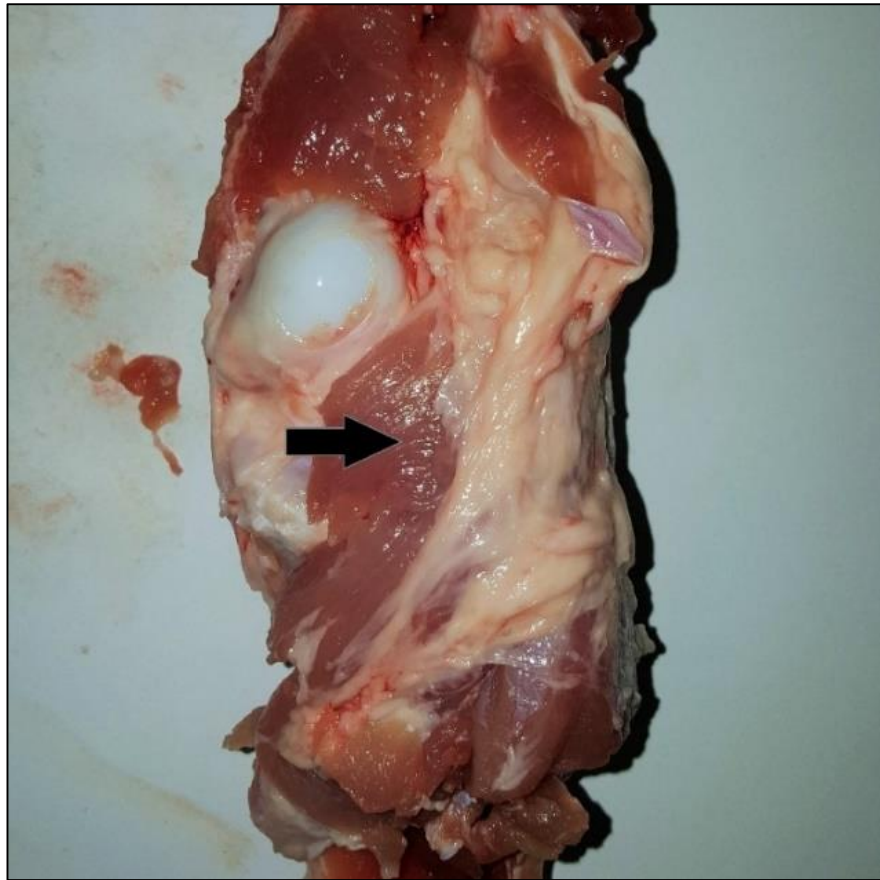
Para realizar la disección de los tejidos de interés, se utilizaron diversos utensilios quirúrgicos como bisturí, pinzas sin dientes, pinzas con dientes, guantes de nitrilo, solución salina, y una herramienta de corte motorizada (pulidora).

Figura 8: Instrumentación quirúrgica utilizada. Bisturí (a), pinza sin dientes (b) y pinza con dientes (c).



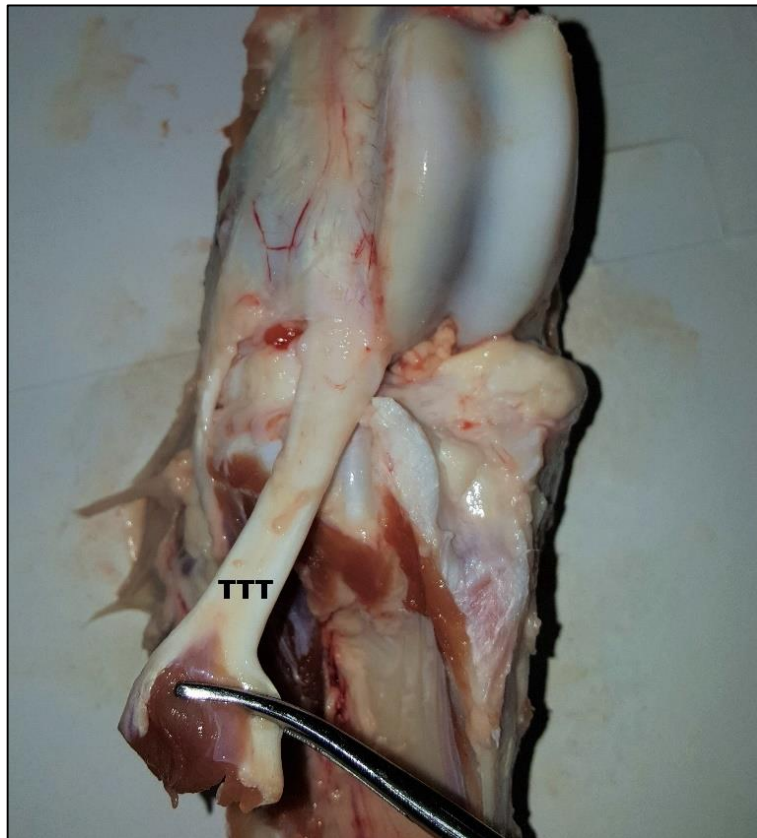
Antes de iniciar la disección, se realiza un reconocimiento de la estructura del MP en la parte posterior de la rodilla, asegurando la integridad del tejido y el provecho de la muestra. En ocasiones, es necesario retirar los excesos de tejido graso que cubren los músculos para facilitar el reconocimiento de las estructuras; este proceso se puede realizar con ayuda de unas pinzas dentadas y un bisturí.

Figura 9: Reconocimiento inicial de la esquina posterolateral. Exposición del músculo poplíteo MP (flecha negra). Vista posterior de la rodilla.



Se procede a realizar la extracción de la patela junto al tendón del cuádriceps y el tendón patelar, con el fin de mejorar la visibilidad anterior de la rodilla, permitiendo la breve identificación del tendón tibiotroclear (TTT), los meniscos y el ligamento colateral lateral (LCL). También se retiran los tejidos musculares que cubren el costado lateral de la fíbula, con el fin de permitir una plena visualización de la inserción del LCL sobre la misma.

Figura 10: Exposición del tendón tibiotroclear TTT. Vista anterior de la rodilla.



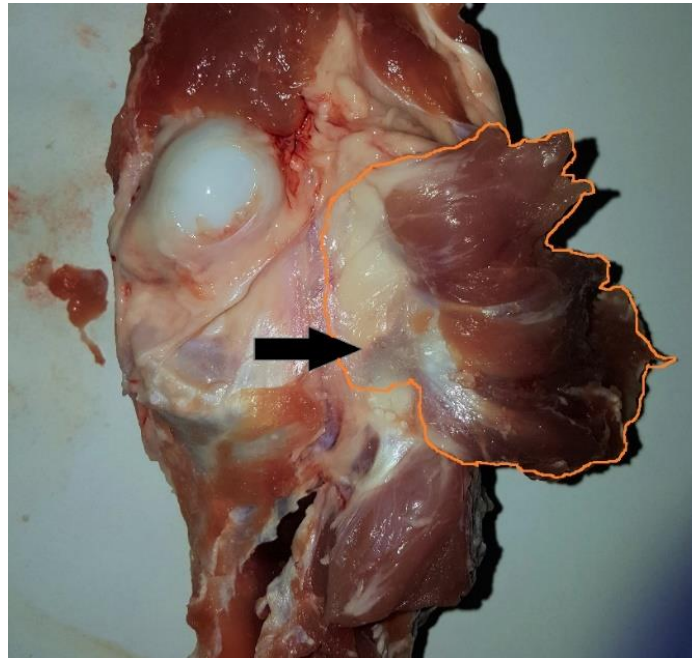
A continuación, se realiza la localización y disección del TTT, el cual se encuentra insertado en el lado anterior del cóndilo lateral del fémur y cumple las funciones de extensión de los dedos del pie. El motivo de la disección del TTT, es debido a que su estructura es morfológicamente y estructuralmente similar a la del TP, siendo útil para la determinación de la presión óptima de agarre de la mordaza sobre el tejido blando.

Figura 11: Disección del tendón tibiotroclear TTT con caja ósea del cóndilo femoral.



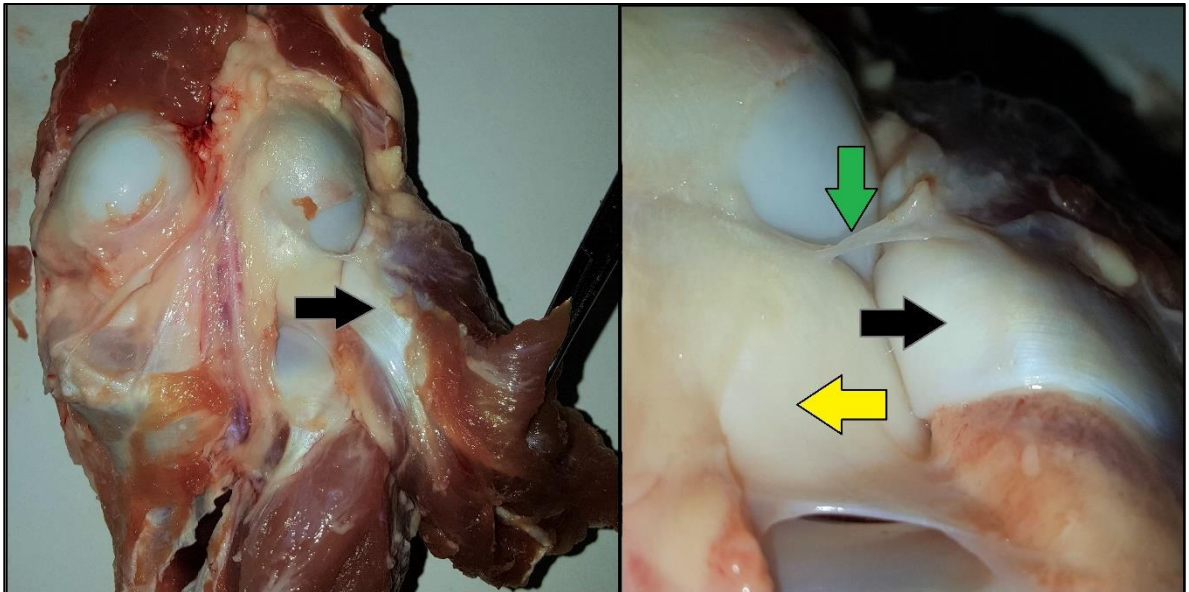
Se procede a retirar los excesos de tejido graso para mejorar la visualización del TP y el LCL. Luego se separa el MP del hueso poplíteo en la zona posterior de la articulación, realizando una plena identificación de la bursa poplíteica.

Figura 12: Exposición del músculo poplíteo MP (borde naranja) y localización de la bursa poplíteica (flecha negra). Vista posterior de la rodilla.



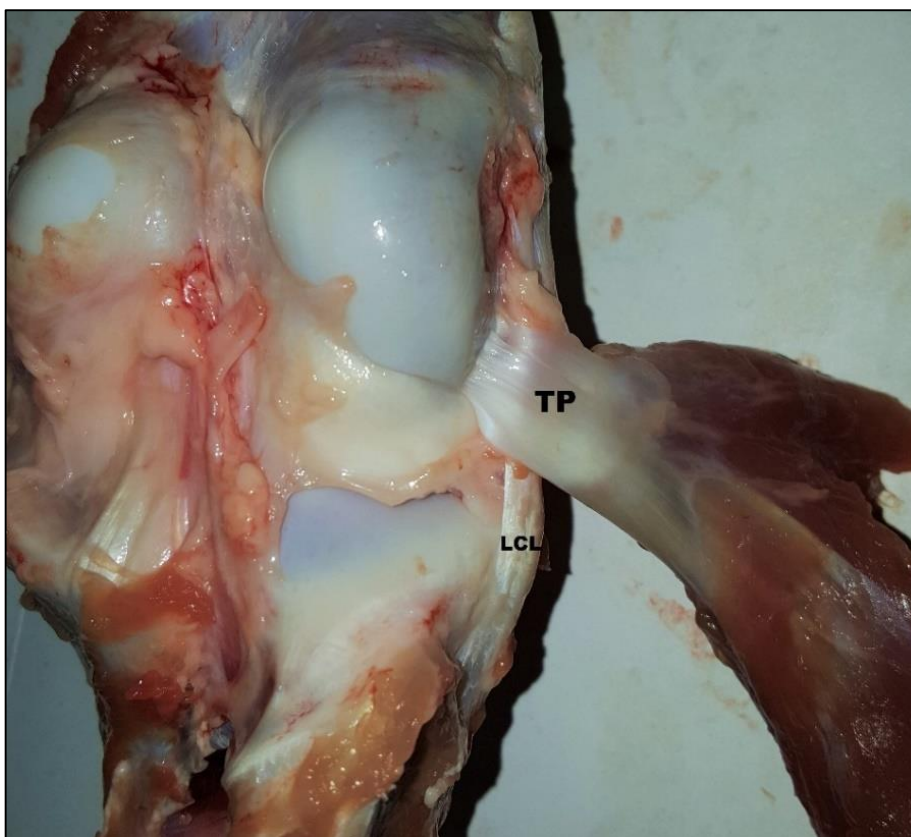
Se rompe la bursa poplítea para liberar el líquido sinovial presente, permitiendo así la visualización primaria del TP, sus fascículos poplíteomeniscales y el ligamento poplíteo-fibular (LPF).

Figura 13: Exposición del tendón poplíteo TP (flecha negra), y su inserción en el menisco lateral (flecha amarilla) por medio de los fascículos poplíteomeniscales (flecha verde). Vista posterior de la rodilla.



Dado que el punto de interés del presente trabajo es la caracterización mecánica del TP en solitario, sin tener en cuenta sus ramificaciones ni anexos; se procede a cortar los fascículos poplíteomeniscales y el LPF, dejando libre el TP, sólo con su inserción femoral.

Figura 14: Exposición del tendón poplíteo TP, junto al ligamento colateral lateral LCL. Vista posterior de la rodilla.



A continuación, se retira cuidadosamente el tejido muscular del TP, con la precaución de no dañar la estructura del tendón. Este proceso se lleva a cabo con ayuda del mango de una pinza quirúrgica, realizando movimientos de arrastre hacia abajo, en una trayectoria lineal paralela a la longitud del TP, hasta que el tejido muscular sea retirado en su totalidad.

Figura 15: Proceso de remoción del tejido muscular del tendón poplíteo TP, con el uso de una pinza quirúrgica.



Se procede a retirar el LCL, el cual pasa por encima del TP, para acceder más fácilmente a la inserción del TP. Al igual que el TTT, el LCL se disecciona debido a su utilidad en la determinación de la fuerza óptima de agarre de la mordaza sobre los tejidos blandos. Se disecaron varios LCL usando tres métodos diferentes de disección, con el fin de obtener el tipo de disección óptimo para la sujeción en la interfaz tejido-mordaza, garantizando las mejores fuerzas de tracción del ensayo y la inocuidad de la sujeción. Este tópico se abordará con mayor detalle en la sección de “Determinación de la fuerza optima de agarre”.

Figura 16: Disección del tendón ligamento colateral lateral LCL con caja ósea del cóndilo femoral (extremo superior) y de la cabeza de la fíbula (extremo inferior).



Finalmente, para la disección del TP, se recurre a los mismos tres métodos de disección usados con el LCL. Se prefiere separar el fémur de la tibia, para tener mayor área de trabajo al momento de disecar el TP; para esto es necesario realizar un corte transversal medial sobre el ligamento cruzado posterior (LCP), el ligamento cruzado anterior (LCA), el ligamento colateral medial (LCM) y la disección entera del LCL.

Figura 17: Disección del tendón poplíteo TP con caja ósea del cóndilo femoral.



6.2. DETERMINACIÓN DE LA FUERZA OPTIMA DE AGARRE

Para la determinación de la fuerza optima de agarre en la mordaza, se realizó un riguroso estudio en busca de una sujeción segura que evitase el deslizamiento de la muestra durante el desarrollo de la prueba a tracción, garantizando la inocuidad de la sujeción; esto es, evitando cualquier tipo de desgarre, triturado o aplastamiento del tejido blando en las proximidades de la interfaz tejido-mordaza.

Se cuenta con una máquina MTS BIONIX 372.02 para la realización de ensayos mecánicos uniaxiales sobre diversos tipos de materiales. La máquina cuenta con un sistema de actuación servo-hidráulico que proporciona presiones estables, grandes fuerzas de trabajo de hasta 25 kN y una respuesta rápida durante la realización de las pruebas, lo que nos proporciona una gran confiabilidad y seguridad.

Figura 18 : Máquina MTS BIONIX 372.02.



El fluido presurizado es proporcionado por una estación hidráulica remota MTS SILENT-FLO 515.150, diseñada para manejar caudales y presiones constantes durante prolongados tiempos de trabajo, con un diseño compacto y confiable.

Esta unidad hidráulica es compatible con cualquier accesorio de accionamiento hidráulico que se utilice en conjunto con la MTS BIONIX 372.02.

Figura 19 : Estación hidráulica MTS SILENT-FLO 515.150.



El dispositivo de sujeción MTS 647.02B previsto, consta de un par de mordazas de accionamiento hidráulico, con una sujeción por fricción y mandíbulas tipo cuña con disposición de paralelismo para cualquier grado de apertura de la mordaza, lo que permite obtener un agarre plano y con mayor superficie de contacto.

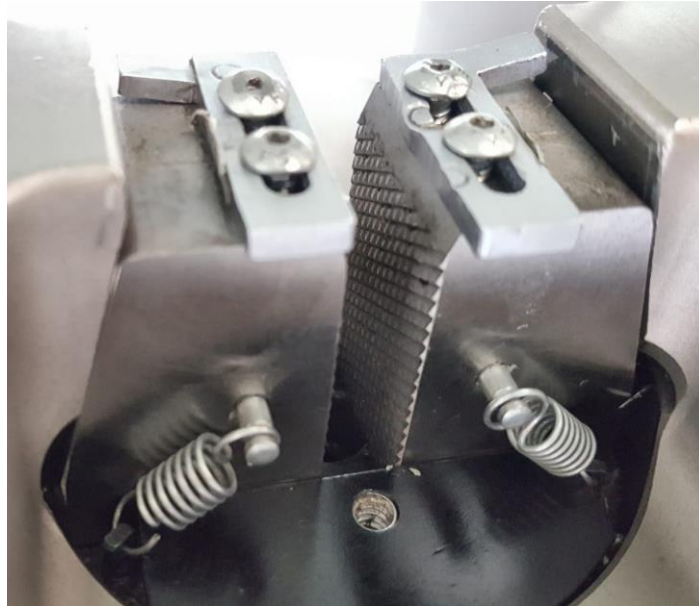
Figura 20: Mordazas MTS 647.02B.



En pruebas sobre tejidos blandos, es común observar goteos biológicos altamente corrosivos durante la manipulación de los tejidos; es por esto, que el dispositivo de sujeción seleccionado está fabricado a partir de materiales resistentes a la corrosión, lo que lo hace compatible con ensayos biológicos y así asegurar su duración y rendimiento en cada una de las pruebas a realizar.

Las cuñas de sujeción son fácilmente intercambiables, de modo que es posible usar cuñas de sujeción por retención o rodeo en caso de que no se obtengan las prestaciones esperadas con el uso de las cuñas de sujeción por fricción.

Figura 21: Cuñas de sujeción.



Estas mordazas están diseñadas para la sujeción de gran diversidad de materiales, permitiendo alcanzar presiones de agarre de hasta 21 MPa (3000 psi); pero presentan el inconveniente de tener un regulador de presión análogo de tipo manual; el cual, requiere cierta destreza para su graduación.

Debido a las similitudes de las estructuras, se optó por analizar el comportamiento de la sujeción en tres tejidos similares que se encuentran en la muestra de rodilla de cerdo; estos son, el ligamento colateral lateral (LCL), el tendón tibiotroclear (TTT) y el tendón poplíteo (TP).

Se realizaron diversas pruebas a tracción en las estructuras realizando variaciones en la presión de agarre de las mordazas; el parámetro de decisión para la determinación de esta presión óptima será la fuerza máxima de tracción resistida por el tejido, evitando deslizamientos en las interfaces tejido-mordaza.

Se registraron los parámetros de cada ensayo en bitácoras (ver anexo A), detallando las dimensiones del tejido, deformaciones, velocidades de deformación, fuerzas máximas de tensión; entre otros.

Figura 22: Prueba fallida en la zona distal de un TTT, causada por presión de agarre excesiva.

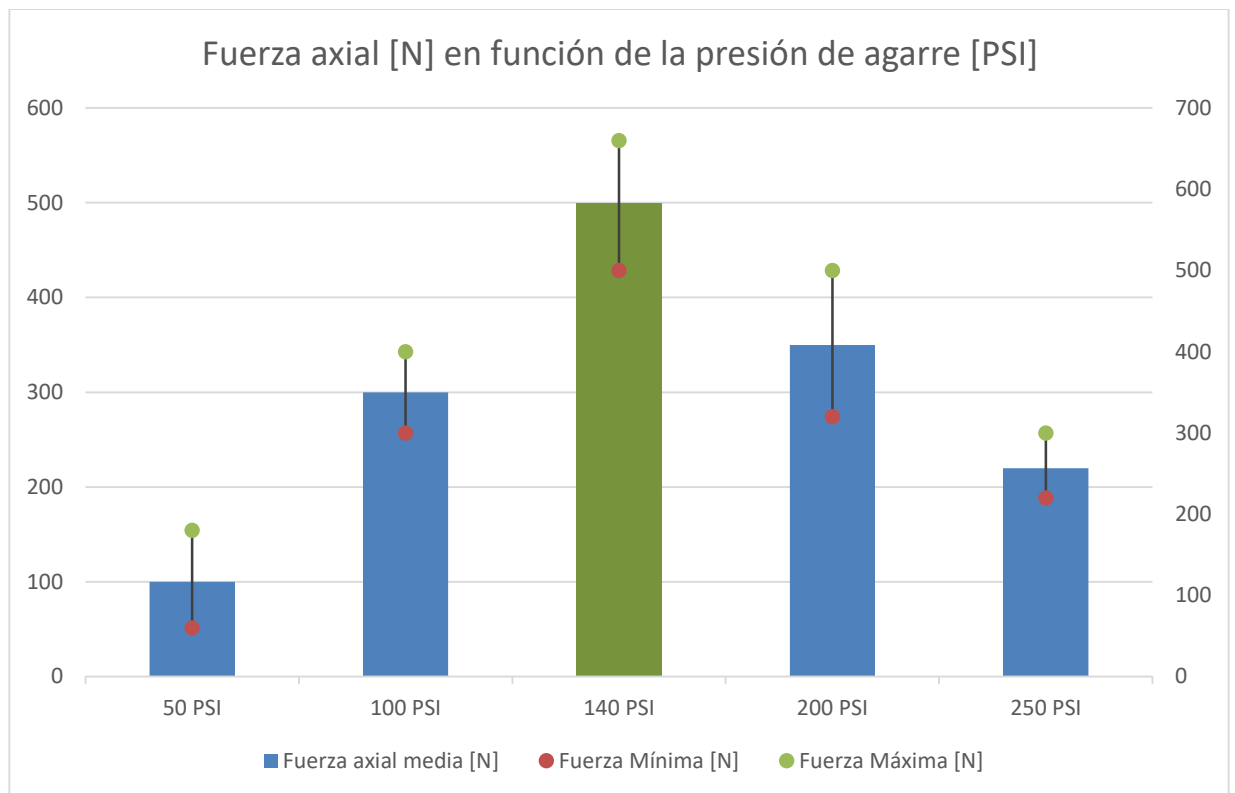
Debido a que los tejidos blandos pueden ser fácilmente triturados por fuerzas de compresión, no es conveniente usar presiones de agarre tan altas, ya que se inducirían fallas sobre la interfaz tejido-mordaza.

Se observa que tampoco es viable usar presiones de agarre demasiado bajas en la interfaz tejido-mordaza, puesto que, los tejidos deslizarían con mucha facilidad por las cuñas de sujeción, y terminarían alterando las mediciones de deformación del actuador.

Tabla 2: Determinación de la fuerza óptima de agarre.

Fuerza óptima de agarre	
Presión de agarre (PSI)	Fuerza máxima de tracción (N)
50	100 ± 50
100	300 ± 40
140	500 ± 70
200	350 ± 80
250	220 ± 40

Figura 23: Variación de la fuerza axial en función de la presión de agarre de la mordaza. En color verde se representa la presión óptima.



Se observa que la presión de agarre óptima para la sujeción de tejidos blandos es de aproximadamente 140 ± 10 PSI (aprox. 1MPa). Se destaca también, que es necesario realizar mejoras en la interfaz tendón-mordaza para obtener los mejores resultados en la sujeción.

Para dejar la presión de agarre óptima en función de fuerza distribuida, simplemente se realiza un cambio de unidad de presión a fuerza, dando como resultado una fuerza de agarre de 1000KN/m^2 .

Uno de los factores que más afecta a la sujeción del ensayo, es el tipo de disección que se le aplica al tejido blando. Se realizaron diferentes tipos de disección en los tejidos, donde cada uno representó un comportamiento diferente en la interfaz tejido-mordaza:

- Disección de corte tendinoso:

Esta disección consta de un corte sobre el tendón de manera perpendicular a las fibras tendinosas. Al final, se obtiene un tejido con estructura tendinosa en ambos extremos.

- Disección subperióstica:

Consta de un corte de dos milímetros de profundidad sobre la inserción ósea, donde se retira parte del cartílago articular, de modo que el tendón queda adherido a la capa externa del periostio. Esta disección permite obtener un extremo más rígido en la parte superior del tendón.

- Disección con caja ósea:

Este tipo de disección se caracteriza por realizar un corte profundo en el hueso, por lo general mayor a 5mm, de manera que la estructura tendinosa cercana a la inserción, quede adherida a una porción de hueso duro de dimensiones considerables.

Para determinar el tipo de disección más conveniente para la sujeción en el ensayo a tracción uniaxial, se realizaron diferentes pruebas sobre los tres tejidos previamente mencionados (TTT, LCL y TP), aplicando en cada uno los tres tipos de disección. El parámetro de decisión fue la fuerza máxima alcanzada en el ensayo de tracción, antes de que el tejido empezara a deslizarse sobre la mordaza o se rompiera por machacamiento sobre la interfaz tejido-mordaza. Cabe resaltar que estas pruebas se realizaron a la presión de sujeción óptima de la mordaza (140 PSI), previamente hallada.

Figura 24: Tipos de disección en un tendón tibiotroclear TTT. Disección de corte tendinoso (izquierda), disección subperióstica (centro), disección con caja ósea (derecha).



Durante las pruebas con disecciones de caja ósea, se logró observar un patrón de fractura indeseado en la caja, para cuando las dimensiones de estas superaban los 2X2X2cm; esta fractura, ocasionaba una perdida inmediata de la sujeción, descartando la prueba de tracción. Se recomienda el uso de cajas óseas de menores dimensiones (1,5X1,5X1,5cm máximo) en configuraciones de sujeción con cuñas como las proporcionadas por las mordazas hidráulicas MTS 647.02B.

Tabla 3: Fuerzas máximas de tracción, según el tipo de disección. (“n” representa el número de muestras probadas en cada disección).

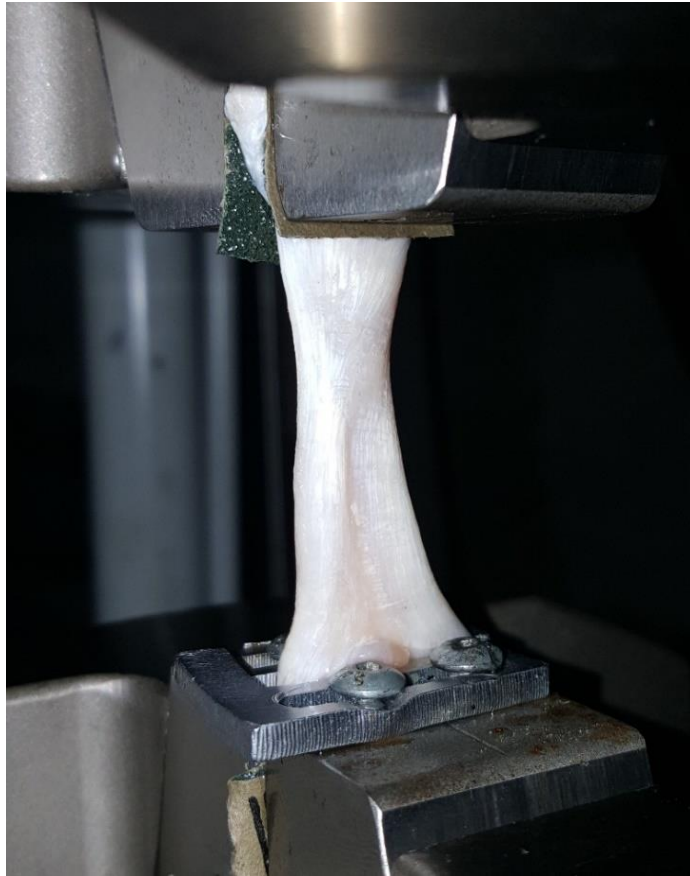
Disección óptima	
Tipo de disección	Fuerza máxima de tracción (N)
Tendinosa (n=4)	180 ± 50
Subperióstica (n=10)	330 ± 80
Caja ósea (n=26)	550 ± 150

Se concluye que la disección más adecuada para los intereses de este ensayo es la que posee la caja ósea de la inserción. Esto se debe a que la porción de hueso proporciona rigidez a la muestra en la interfaz tejido-mordaza, logrando mayor resistencia al machacamiento y una resistencia extra al deslizamiento.

Dado que los tendones solo poseen una inserción ósea en su terminal proximal, es necesario buscar una mejora a la sujeción en la parte tendinosa distal, ya que, aunque se use una presión adecuada en el agarre de las mordazas, los tejidos pueden deslizarse un poco por la liberación de líquido bajo esfuerzos compresivos.

Durante el desarrollo de las pruebas, se buscó optimizar la adherencia del tejido a las cuñas de la mordaza mediante la localización de algún material en la interfaz de la sujeción; se hicieron pruebas con silicona, resinas epoxi, suturas, pegamento instantáneo y lijas de diferentes rugosidades. Se encontró que el material que tuvo mejoras más significativas en la sujeción fue la lija número 60.

Figura 25 : Sujeción mejorada con lija #60.

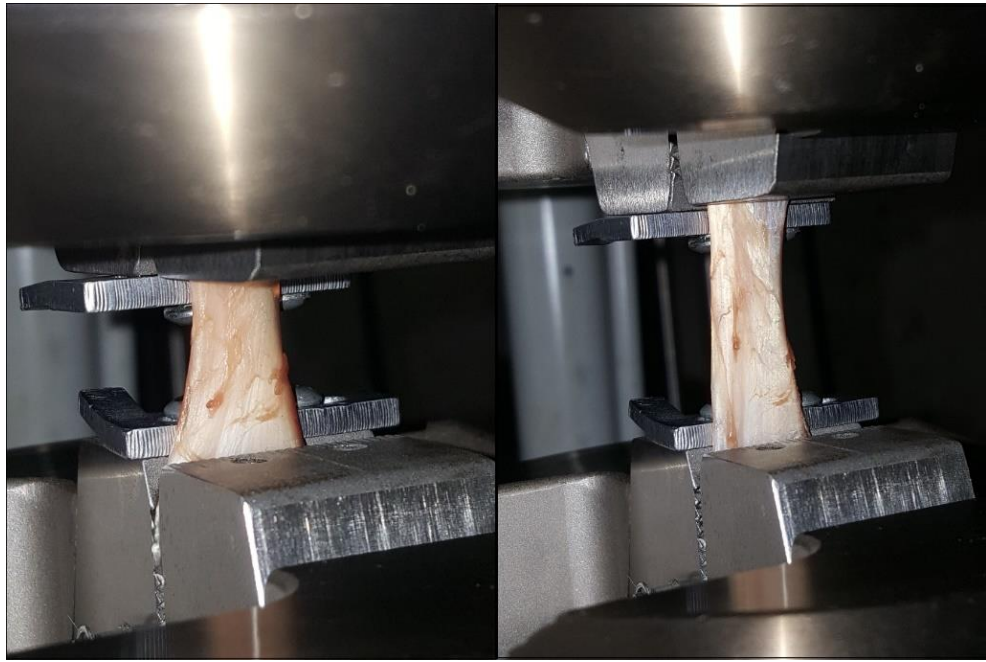


Después de rigurosas mediciones de posibles deslizamientos en la interfaz tejido-mordaza, se observa que estos deslizamientos no son importantes, por lo que pueden ser despreciados sin alterar de manera significativa la caracterización mecánica del tendón poplíteo. Debido a que no consideramos estos deslizamientos en la interfaz de sujeción de la mordaza, realizamos los cálculos usando los valores de deformación proporcionados por el actuador y el software de MTS.

6.3. CARACTERIZACIÓN MECÁNICA DEL TENDÓN POPLÍTEO

Para determinar las propiedades mecánicas del tendón poplíteo en especies porcinas se realizaron pruebas a tensión uniaxial con control de desplazamiento en la MTS BIONIX 372.02. En la siguiente figura, se observa cómo se produce el estiramiento del tejido blando durante la prueba de tracción.

Figura 26: Estiramiento del TP durante la prueba de tracción uniaxial.

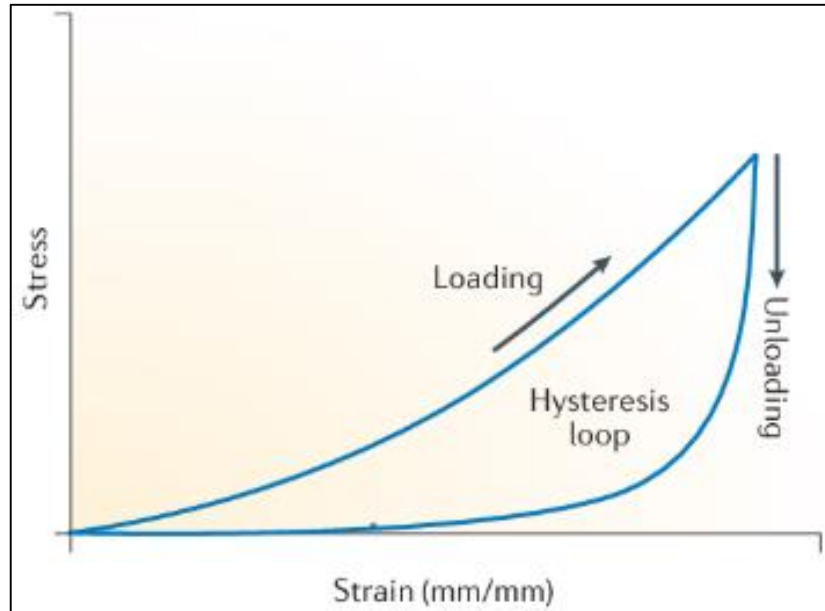


Antes de realizar la prueba de tracción uniaxial sobre los tejidos blandos, es requerido realizar un pre-acondicionamiento sobre los mismos, con el fin de preparar las muestras para las deformaciones posteriores, permitiendo que la curva de esfuerzo-deformación tenga un buen comportamiento.³⁵

³⁵ D. F. Villegas Bermudez, "Biomechanics of meniscal horn attachments," Michigan Technological University, 2011.

El pre-acondicionamiento de los tejidos consta de una breve prueba de tracción-compresión del material biológico realizada por un número de ciclos definido (10 ciclos), a una velocidad de deformación constante de 10 mm/min, que estirará el tendón levemente y luego lo relajará en un bucle definido.

Figura 27: Gráfico de un pre-acondicionamiento de tejido por ciclos.

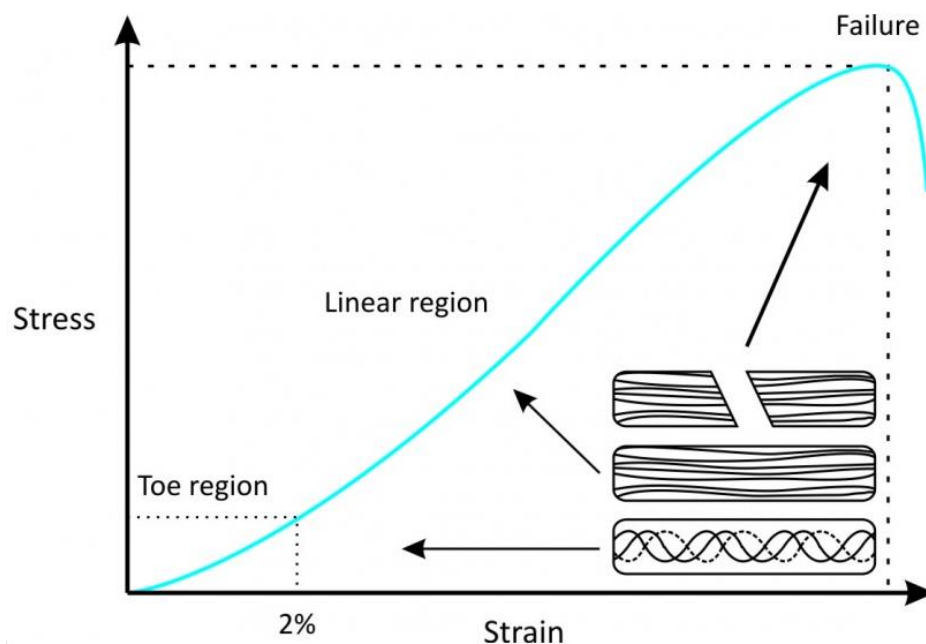


Fuente: <https://www.semanticscholar.org/paper/Bladder-biomechanics-and-the-use-of-scaffolds-for-Ajalloueian-emon/171bd6b17d1fdce4926bf01233a98fc840>

La amplitud de los ciclos de pre-acondicionamiento se define en función de la longitud efectiva de cada probeta. Para los tendones, esta amplitud toma valor del 3% de la longitud efectiva del mismo. Dado que los tendones poseen una estructura blanda y flexible, requieren de una precarga para su etapa de pre-acondicionamiento. Se seleccionó una precarga de 5N; un valor pequeño para no alterar significativamente las condiciones del pre-acondicionamiento. La prueba de tracción se realizó bajo un control de desplazamiento; esto es, con un valor fijo de velocidad de deformación, el cual toma un valor del 2% de la longitud efectiva por segundo, lo cual es equivalente a un 120% de la longitud efectiva por minuto, para tejidos blandos.

La curva esfuerzo de esfuerzo vs deformación, presenta dos zonas importantes en los tejidos blandos, la primera de ellas es caracterizada por presentar un comportamiento no lineal, se conoce como “the toe región”. En este punto, las fibras no se encuentran tensionadas, a medida que la carga de tensión aplicada va aumentando la gráfica esfuerzo vs deformación se acerca al límite donde comienza la zona lineal, en la cual las fibras se orientan en dirección a la carga, donde comienza el estiramiento, y a su vez, se produce de manera lineal hasta llegar al punto de falla, lo cual se puede ver representado en la figura 28.

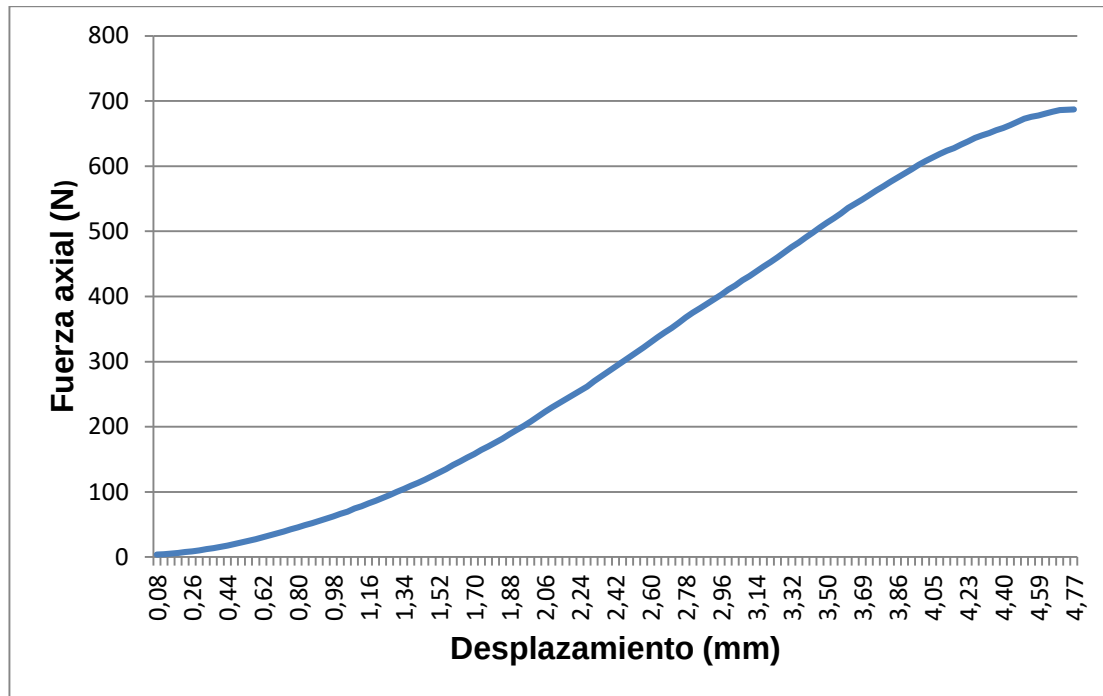
Figura 28: Curva esfuerzo – deformación en tendones.



Fuente: <https://www.intechopen.com/books/current-issues-in-sports-and-exercise-medicine/the-physiology-of-sports-injuries-and-repair-processes>

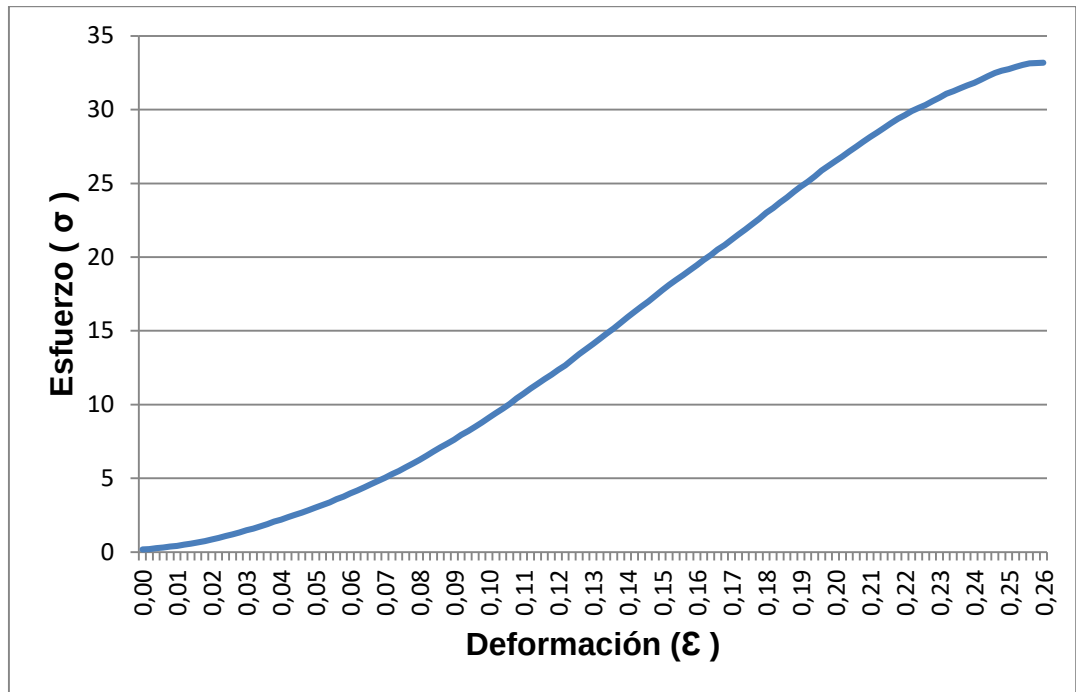
Obtenidos los resultados de las pruebas se elaboran las siguientes gráficas para cada una de las 10 muestras (Anexo D):

Figura 29: Gráfica Fuerza vs Desplazamiento



A partir de la gráfica Fuerza vs Desplazamiento se obtiene la fuerza máxima, punto en el cual comienza la zona de falla, también será determinada la rigidez, propiedad que determina la capacidad de un material para soportar un determinado tipo de carga sin sufrir grandes deformaciones, esta propiedad se representa por medio de la pendiente de la zona lineal, dicha pendiente se obtendrá por medio de una regresión lineal.

Figura 30: Gráfica Esfuerzo Vs Deformación



De igual forma que con la gráfica anterior, a partir de la gráfica esfuerzo vs deformación se pueden obtener dos propiedades mecánicas, la primera de ellas es el esfuerzo máximo al cual es sometido el tendón poplíteo y a partir del cual comienza a fallar, la segunda es el módulo lineal, obtenido a partir de la pendiente de la zona lineal, así como la rigidez esta propiedad será determinada por medio de una regresión lineal.

Para determinar la deformación (ϵ), la cual obedece a $\frac{L-L_0}{L_0}$; donde $L - L_0$ corresponde al desplazamiento, se usarán los datos obtenidos a partir del software de la MTS BIONIX 372.02, La confiabilidad de estos valores de deformación está respaldada en la fase de determinación de la presión óptima de agarre, en donde claramente se observa que los deslizamientos producidos en la interfaz tejido-mordaza, se reducen a un margen de error mínimo, permitiendo así el uso directo de los valores proporcionados por el software de MTS.

6.4. MODELO CONSTITUTIVO DE OGDEN

El análisis del comportamiento mecánico de tejidos blandos, requiere el uso de modelos constitutivos hiperelásticos (modelos de grandes deformaciones) dada su naturaleza no lineal, para estos modelos se relaciona el esfuerzo - deformación por medio de una función de energía de deformación (W), que será explicada un poco más a fondo seguidamente. Entre los modelos existentes se pueden encontrar Mooney–Rivlin, Yeoh, Neo–Hookean, Ogden, Humphrey, Martins y Veronda–Westmann.^{36 37}

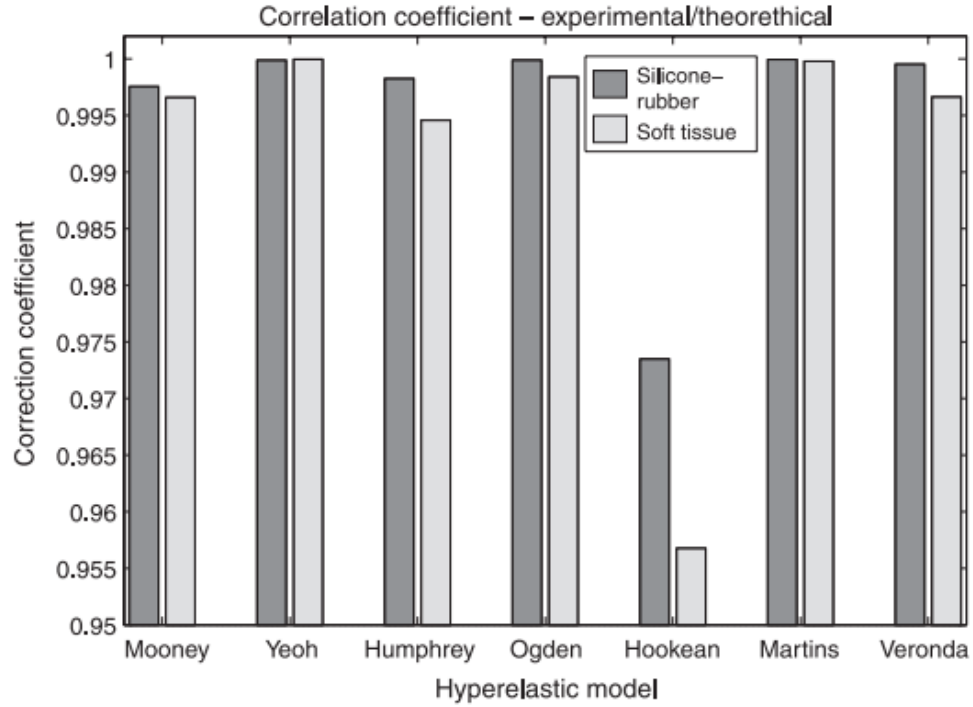
Para esta investigación será utilizado el modelo propuesto por R.W. Ogden, el cual en estudios previos ha presentado un alto coeficiente de relación para deformaciones inferiores al 50%, diferencias del 3% al 5% respecto a los datos experimentales y los datos obtenidos por medio del modelo matemático; tal como se puede ver reflejado en la siguiente gráfica:

Para esta investigación se trabajará con un tejido blando (tendón poplíteo en porcinos) el cual es un material incompresible isotrópico hiperelástico, el modelo matemático tendrá un desarrollo específico.

³⁶ P. A. L. S. Martins, R. M. N. Jorge, and A. J. M. Ferreira, "A Comparative Study of Several Material Models for Prediction of Hyperelastic Properties : Application to Silicone-Rubber and Soft Tissues," *Blackwell Publ. Ltd*, vol. 42, no. 1, pp. 135–147, 2006.

³⁷ C. N. Maganaris, M. V. Narici, and N. D. Reeves, "In vivo human tendon mechanical properties: Effect of resistance training in old age," *J. Musculoskelet. Neuronal Interact.*, vol. 4, no. 2, pp. 204–208, 2004.

Figura 31: Coeficiente de correlación modelos hiperelásticos.



Fuente: A Comparative Study of Several Material Models for Prediction of Hyperelastic Properties

Como primera medida dado que el material es isotrópico la función de energía de deformación (W) dependerá de los invariantes de deformación:

$$W = W(I_1, I_2, I_3)$$

(1)

Dónde $I_3=1$ debido a que el material es incompresible

$$I_1 = \lambda_i^2$$

(2)

$$I_2 = \lambda_i^2 \lambda_j^2$$

(3)

$$I_3 = \lambda_i^2$$

(4)

A su vez los invariantes de deformación dependen de los estiramientos principales, la función de energía puede ser representada por medio de estos:

$$W = W(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3)$$

(5)

Para el desarrollo de la función de energía serán usados los tensores de Piola-Kirchhoff (relaciona las fuerzas en la configuración final deformada con las áreas en la configuración inicial no deformada), y el tensor de tensiones de Cauchy (relaciona las fuerzas en la configuración final deformada con las áreas de la configuración final deformada).

$$S_i = -\frac{1}{\lambda_i^2} P + \frac{1}{\lambda_i} \frac{\partial W}{\partial \lambda_i}$$

(6)

$$T_i = -\frac{1}{\lambda_i} P + \frac{\partial W}{\partial \lambda_i}$$

(7)

$$\sigma = -P + \lambda_i \frac{\partial W}{\partial \lambda_i}$$

(8)

Con los tres tensores de Piola y Cauchy se incorpora una variante P, la cual es determinada por las condiciones de equilibrio.

Como $I_3=1$ debido a que se considera el tendón como un material incompresible

$\lambda_1\lambda_2\lambda_3 = 1$, donde $(\lambda_2 = \lambda_3)$ da como resultado:

$$\lambda_3 = \frac{1}{\sqrt{\lambda_1}}$$

(9)

Según la literatura [24], el modelo de Ogden presenta la siguiente estructura con la cual se hará el desarrollo para encontrar la ecuación final.

$$W = \sum_{p=1}^N \frac{\mu_p}{\alpha_p} (\lambda_1^{\alpha_p} + \lambda_2^{\alpha_p} + \lambda_3^{\alpha_p} - 3)$$

(10)

Para el desarrollo de la ecuación con base al experimento de tensión uniaxial llevamos a las condiciones limites el esfuerzo

$$\sigma_2 = \sigma_3 = 0$$

(11)

Reemplazando (10) en (8)

$$0 = -P + \lambda_3 \sum_{p=1}^N \mu_p \lambda_3^{\alpha_p-1} \quad P = \sum_{p=1}^N \mu_p \lambda_3^{\alpha_p}$$

(12)

Reemplazando (9) en (12)

$$P = \sum_{p=1}^N \mu_p \lambda_1^{\frac{-\alpha_p}{2}}$$

(13)

Sustituyendo (13) en (8)

$$\sigma_1 = - \sum_{P=1}^N \mu_P \lambda_1^{\frac{-\alpha_P}{2}} + \sum_{P=1}^N \mu_P \lambda_1^{\alpha_P}$$
$$\sigma_1 = \sum_{P=1}^N \mu_P (\lambda_1^{\alpha_P} - \lambda_1^{\frac{-\alpha_P}{2}})$$

(14)

Con esta ecuación tomando N=1 se realizará el modelamiento matemático del tendón poplíteo sometido a cargas uniaxiales de tensión, donde μ y α representan parámetros del modelo.

6.4.1. Determinación de μ y α

Para la determinación de los parámetros del modelo matemático será usado un software de computo numérico MATLAB utilizando un algoritmo de optimización de mínimos cuadrados no lineales (método Levenverg-Marguard), el cual, a partir de parámetros de búsqueda propuestos inicialmente, buscará optimizar dichos valores encontrando el menor residuo posible a través de la comparación entre los datos reales y los datos del modelo.

Para la búsqueda de los valores para los parámetros del modelo serán usados los datos de la curva Esfuerzo (σ) – Estiramiento (λ) de diez pruebas realizadas en laboratorio (Anexo B), basándose en estos resultados (Anexo C) se obtendrá la media aritmética con la cual se podrá modelar el sistema.

Al obtenerse los valores adecuados para los parámetros el modelo matemático a usar será representado de la siguiente manera:

$$\sigma = \mu \left(\lambda^{\alpha} - \lambda^{\frac{-\alpha}{2}} \right)$$

6.5. COMPARACIÓN DE LA FUERZA DE ROTURA EN ESPECIES PORCINAS RESPECTO A LA SOPORTADA EN ESTRUCTURAS HUMANAS

La caracterización mecánica de las estructuras de la rodilla juega un papel muy importante en la biomecánica, como se mencionaba anteriormente, la importancia de esta estructura y las diferentes técnicas de reconstrucción que actualmente son usadas requieren modelos y estudios constantes para su mejoramiento continuo.

Estudios previos realizados por Robert F. LaPrade y Nicholas J. Wills en los cuales determinan las propiedades mecánicas de las estructuras posterolaterales de la rodilla, entre las cuales se puede encontrar el ligamento colateral fibular, ligamento poplíteo-fibular LPF, y el tendón poplíteo en humanos; permiten realizar la comparación entre las estructuras del tendón poplíteo en porcinos y en humanos, con el fin de poder aplicar modelos reconstructivos en dichos especímenes y extrapolar su comportamiento a las estructuras humanas.

7. ANÁLISIS Y RESULTADOS

7.1. CARACTERIZACIÓN MECÁNICA DEL TENDÓN POPLÍTEO

Realizadas las 10 pruebas con resultados efectivos se procede a tabular la información obteniendo la media aritmética, se representan al detalle los datos por medio de gráficos de barras y su respectivo promedio.

Tabla 4: Propiedades mecánicas del tendón poplíteo en porcinos.

Estructura	Fuerza máxima (N)	Rigidez (N/mm)	Esfuerzo último σ_u (mPa)	Deformación última %	Módulo lineal (mPa)	Área (mm ²)
Tendón poplíteo en porcinos	539,40 $\pm$ 86,97	157,17 $\pm$ 34,17	28,92 $\pm$ 4,35	27,38 $\pm$ 6,57	158,57 $\pm$ 30,63	18,67 $\pm$ 1,60

7.1.1. Fuerza máxima

Los datos representados en la siguiente gráfica son los valores de fuerza máxima obtenidos para cada una de las 10 muestras, por medio de la media aritmética se encuentra que el valor promedio es de 539,4 con una desviación estándar de 86.97 Newton (N), donde el 60% de las pruebas se encuentran dentro del margen de la desviación estándar.

7.1.2. Rigidez

Esta propiedad se obtiene a partir de la curva fuerza - desplazamiento, es representada por la pendiente en la zona lineal y se obtiene por medio de una regresión lineal, este procedimiento se aplica para cada muestra y se encuentra que el valor promedio es de 157,17 (N / mm) presentando una desviación estándar de 34,17 (N / mm).

7.1.3. Esfuerzo último

Se determina a partir de la curva esfuerzo – deformación, y representa el esfuerzo al cual es sometido el tendón poplíteo en el punto donde comienza la falla, para efectos de cálculo se trabaja con un área de sección transversal constante en cada muestra, el área promedio fue de $18,67 \text{ mm}^2$ con una desviación estándar de $1,60 \text{ mm}^2$. En cuanto al esfuerzo se encuentra un valor de $28,92 \text{ (MPa)}$ con una desviación de $4,35 \text{ (MPa)}$, este comportamiento se ve reflejado en la siguiente gráfica.

7.1.4. Deformación última %

La deformación de un material se conoce como el desplazamiento dividido por la longitud efectiva inicial ($\frac{L-L_0}{L_0}$), este valor se encuentra relacionado con la rigidez, a mayor rigidez tenga un material menor será su deformación respecto a una fuerza aplicada, se representa la deformación por medio de un porcentaje que para el tendón poplíteo se obtiene un promedio del $27,38 \%$ con una desviación estándar del $6,57\%$.

7.1.5. Módulo lineal

Esta propiedad se obtiene a partir de la pendiente de la zona lineal de la curva esfuerzo – deformación, la cual es una medida de la rigidez de un material y representa la relación $\frac{\sigma}{\epsilon}$, para obtener la pendiente se realiza una regresión lineal a cada una de las gráficas de las 10 muestras, a través de la media aritmética se encuentra un valor de $158,57 \text{ (mPa)}$ con una desviación estándar de $30,63 \text{ (mPa)}$ representado en la siguiente gráfica.

7.1.6. Área sección transversal

Para determinar el área de la sección transversal se asume como el área de un rectángulo, las mediciones se realizan con un calibrador de alta precisión en la zona media del tendón tomando el ancho del tendón como la base, y su espesor como la altura del rectángulo, al realizar la comparación morfológica de las estructuras del tendón poplíteo en humanos y en porcinos se encuentra alto grado de similitud en

las muestras, los resultados obtenidos para el área promedio en porcinos y el obtenido en humanos presenta una diferencia no mayor al 15%, lo cual concuerda con las dimensiones que se realizaron para cada muestra.

El área de la sección transversal para cada una de las muestras presenta un valor con poca variación, el cual se encuentra en $18,67 \text{ mm}^2$ con una desviación estándar de $1,60 \text{ mm}^2$, los datos relacionados a cada muestra se podrán consultar en la respectiva bitácora de trabajo.

7.2. PARÁMETROS DEL MODELO MATEMÁTICO DE OGDEN

Partiendo de los datos obtenidos de la curva esfuerzo - estiramiento o mejor conocida como la curva Tensile Stress – Stretch, se realiza el modelamiento en Matlab encontrando valores para los parámetros μ y α de acuerdo al estiramiento para cada una de las muestras, los cuales son presentados como promedio de los valores obtenidos para las diez muestras.

Tabla 5: Parámetros promedio del modelo para diferentes estiramientos

λ	μ (mPa)	α	Residuo
1,1	1,614	19,105	0,996
1,2	6,049	9,167	0,99
1,2 - 1,4	13,485	5,213	0,980

Con base a estos resultados se observa el comportamiento que a medida que el estiramiento se hace mayor hasta llegar al punto de esfuerzo máximo, el residuo se hace más pequeño lo cual se ve reflejado en un mejor comportamiento del modelo, dadas esas condiciones los valores que tendrán los parámetros del modelo serán $\mu = 13,485 \text{ (mPa)}$ y $\alpha = 5,213$ y tendrá un error entre los datos experimentales y los del modelo igual a **Error = 0,98**.

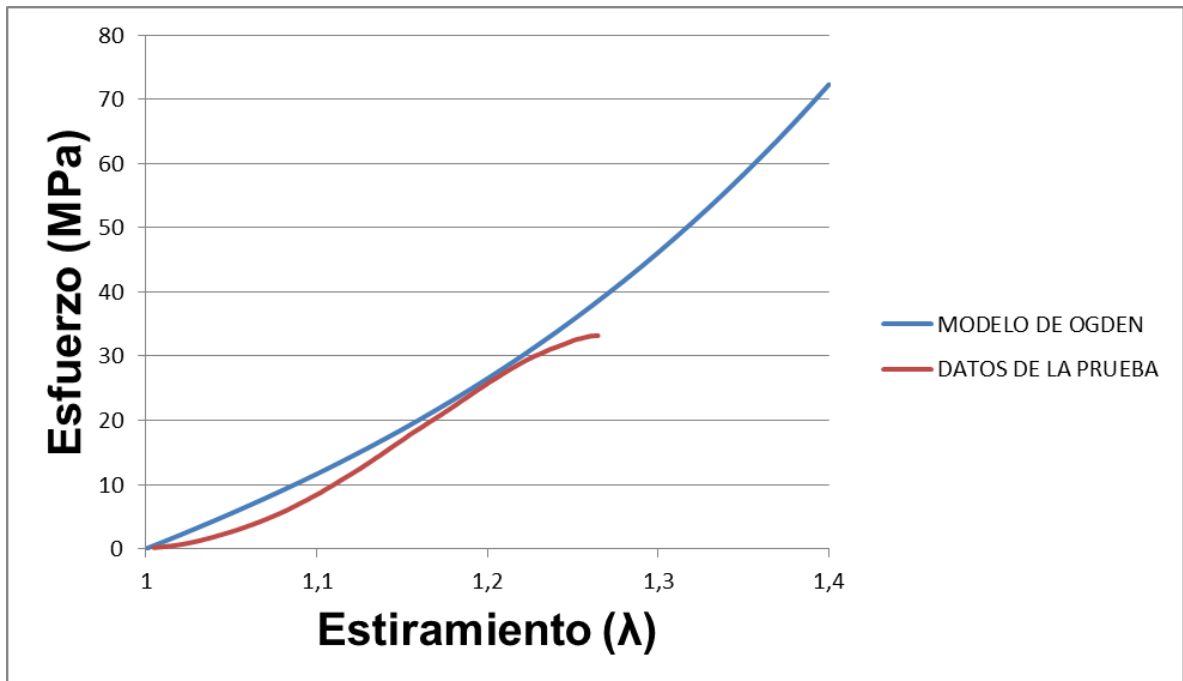
El modelo matemático estará representado por la siguiente ecuación:

$$\sigma = 13,485 \left(\lambda^{5,213} - \lambda^{\frac{-5,213}{2}} \right)$$

Este modelo matemático que obedece al modelo de Ogden representa el esfuerzo al cual se encuentra sometido un tendón poplíteo en un espécimen de porcino de acuerdo al estiramiento $\left(\frac{L}{L_0}\right)$ que se presente.

En la siguiente gráfica se presentan los datos de una prueba característica sobre la cual se encuentra el modelo matemático reflejado.

Figura 32: Representación modelo matemático de Ogden.



7.3. COMPARACIÓN DE LAS PROPIEDADES MECÁNICAS DEL TENDÓN POPLÍTEO EN ESPECIES PORCINAS Y EN HUMANOS.

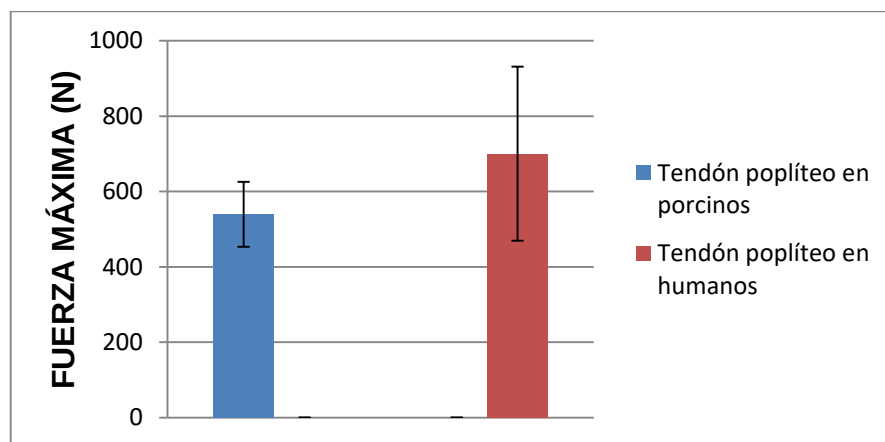
Mediante la determinación de las propiedades mecánicas encontradas para el tendón poplíteo en especímenes porcinos se realiza una comparación con los resultados obtenidos en estudios anteriores para especies humanas los cuales se reflejan en la siguiente tabla. ³⁸

Tabla 6: Comparación de las propiedades del tendón poplíteo en porcinos y en humanos sometidos a un ensayo de tensión uniaxial.

Estructura	Fuerza máxima (N)	Rigidez (N/mm)	Esfuerzo último σ_u (mPa)	Deformación última %	Módulo lineal (mPa)	Área (mm ²)
Tendón poplíteo en porcinos	539,40 ± 86,97	157,17 ± 34,17	28,92 ± 4,35	27,38 ± 6,57	158,57 ± 30,63	18,67 ± 1,60
Tendón poplíteo en humanos	700,3 ± 231,7	83,7 ± 24,3	32,0 ± 13,1	27,0 ± 18	130,9 ± 37,0	21,9 ± 3,9

Fuente: Mechanical Properties of the Posterolateral Structures of the Knee

Figura 33: Propiedades mecánicas tendón poplíteo



³⁸ R. F. LaPrade, T. S. Bollom, F. A. Wentorf, N. J. Wills, and K. Meister, "Mechanical properties of the posterolateral structures of the knee," Am. J. Sports Med., vol. 33, no. 9, pp. 1386–1391, 2005.

Figura 34: Áreas transversales del tendón poplíteo

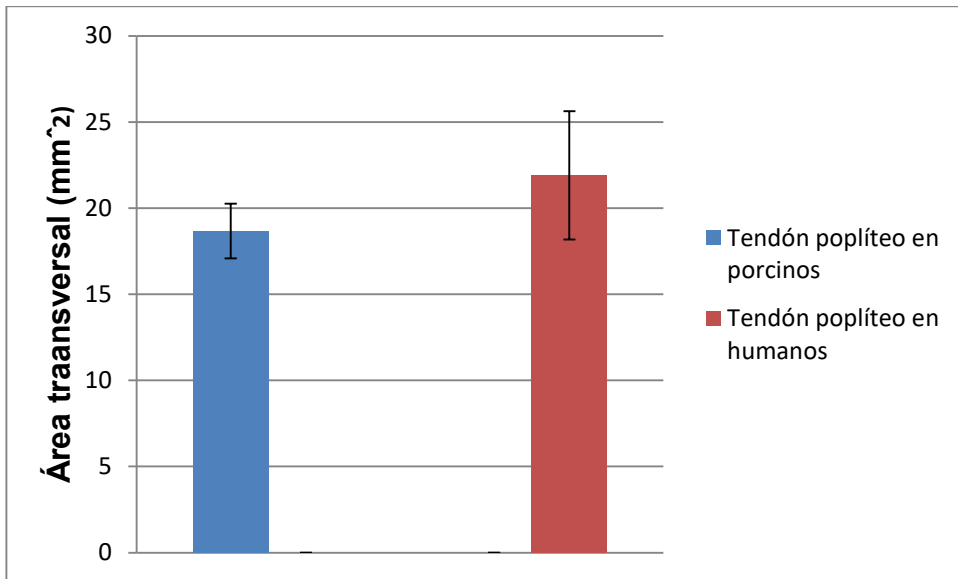


Figura 35: Rigidez del tendón poplíteo

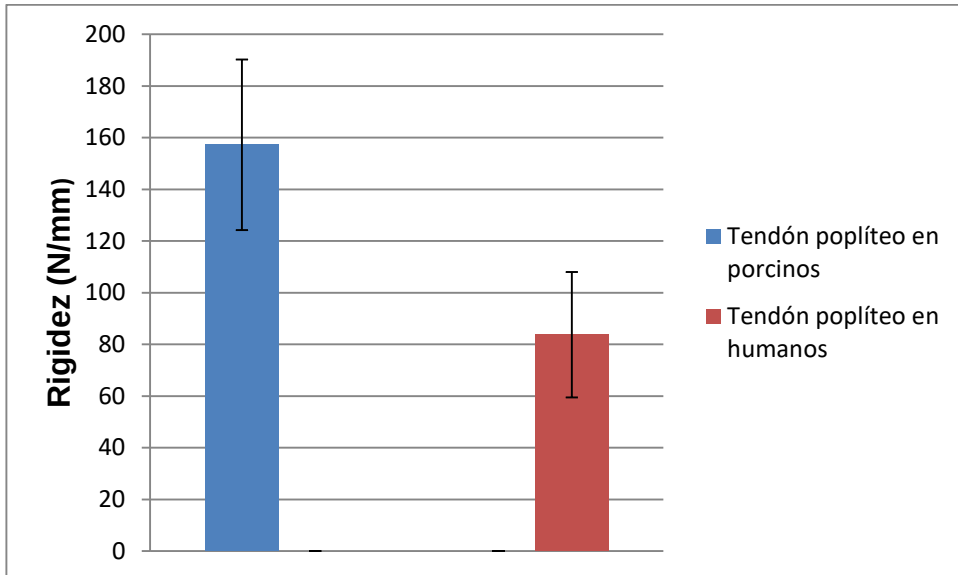


Figura 36: Esfuerzo último del tendón poplíteo

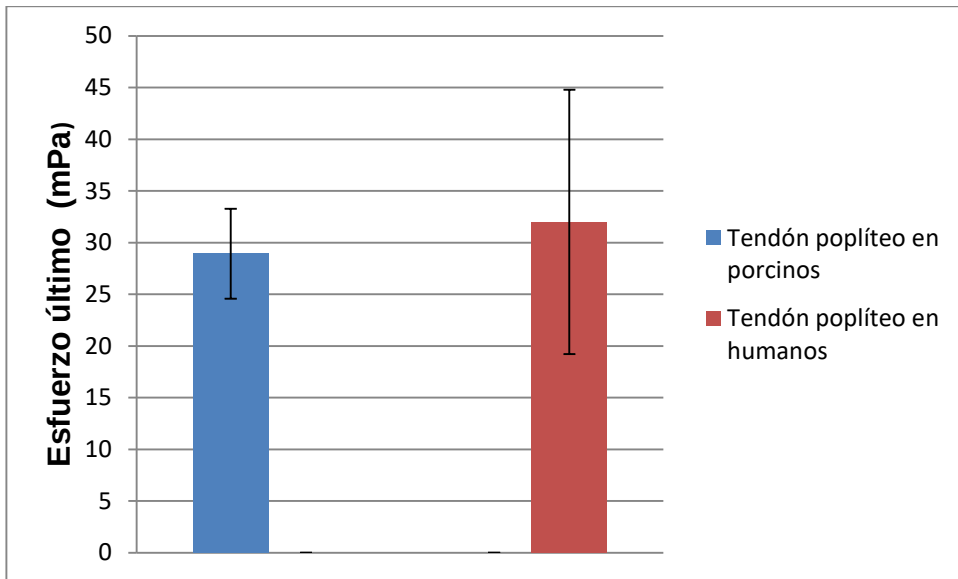


Figura 37: Deformación última del tendón poplíteo

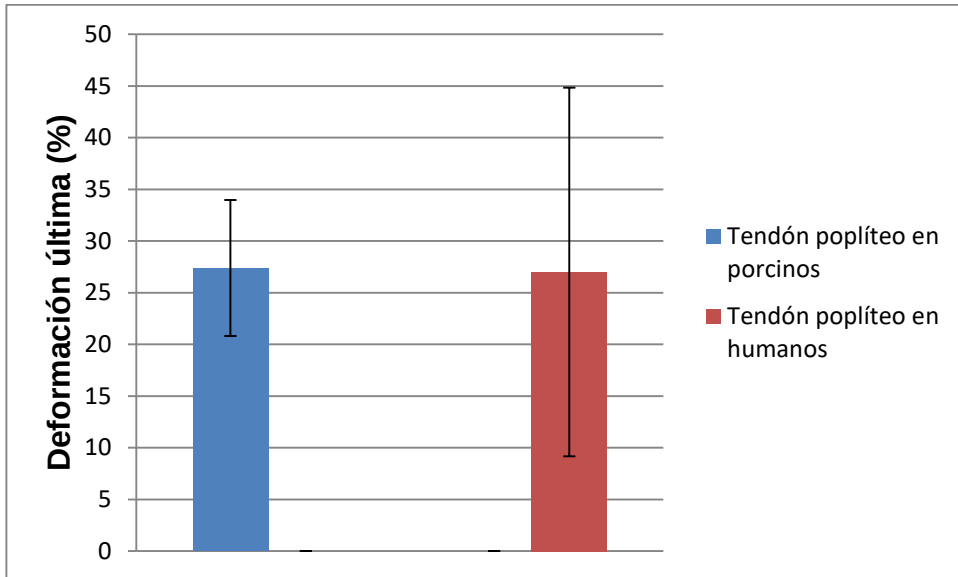
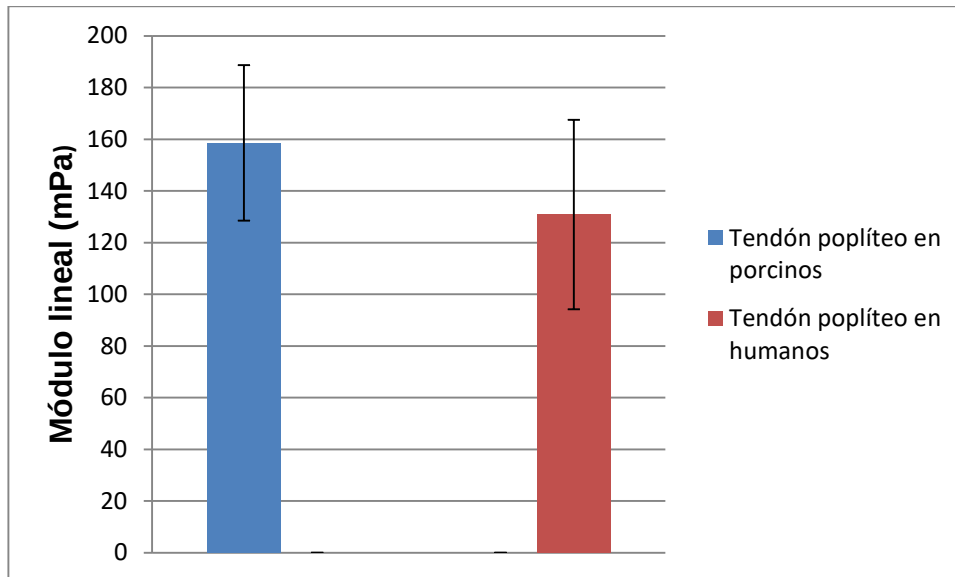


Figura 38: Módulo lineal del tendón poplíteo



Los valores obtenidos para las propiedades mecánicas del tendón poplíteo en especies porcinas, bajo un ensayo de tensión uniaxial, permiten avanzar más allá en el ámbito de la medicina y la biomecánica permitiendo realizar reconstrucciones quirúrgicas basadas en posibles materiales sintéticos sobre tendones animales, extrapolando su comportamiento a las estructuras humanas.

La comparación de los valores obtenidos permite observar un comportamiento esperado, los valores de las propiedades mecánicas del tendón poplíteo en cerdos se encuentran en el rango de valores máximos y mínimos de las propiedades del tendón poplíteo en humanos, donde la fuerza máxima soportada por las especies porcinas se encuentra dentro del rango de la encontrada para especies humanas en estudios anteriores (468,6 N a 932 N), cabe resaltar que se debe considerar las edades de los especímenes utilizados, para este caso se utilizaron especies cadavéricas de aproximadamente 7 meses de edad.

Como se puede observar en primera medida la relación entre el área de la sección transversal en humanos y en cerdos, no supera una diferencia del 15%, por lo tanto

al haber una relación cercana de las fuerzas soportadas por ambas especies, la diferencia entre los esfuerzos máximos soportados no es mayor al 10%, con una variación del 2% en las deformaciones máximas para las estructuras de ambas especies, lo cual indica el alto grado de compatibilidad para análisis médico, permitiendo de esta manera que futuras reconstrucciones en esta estructura sean aplicadas y sometidas a ensayos posteriores para reflejar su comportamiento, realizar la respectiva evaluación y mejora de la técnica quirúrgica empleada, proyectando de esta manera futuras lesiones en esta estructura en el ser humano para las cuales ya podrían aplicarse las técnicas empleadas en especies porcinas bajo cargas específicas aplicadas.

Bajo estas propiedades encontradas se pueden generar modelos numéricos que permitan encontrar materiales que sean biocompatibles con el cuerpo humano, y que permitan generar reemplazos totales de esta estructura, generando un avance científico, médico y de gran aporte a la biomecánica.

8. CONCLUSIONES

- Se determina que la fuerza óptima de sujeción sobre un tejido blando (TP) en contacto con las cuñas de la mordaza hidráulica MTS 647.02B, es de 1000 KN/m² (1MPa). También se concluye que el tipo de disección óptimo para el TP es una inserción con caja ósea no mayor a 1,5X1,5X1,5cm, con un apoyo de lija #60 en la interfaz tejido-mordaza.
- Habiendo hecho la caracterización mecánica del tendón poplíteo en especímenes de cerdo, se encuentra que el comportamiento mecánico de esta estructura hiperelástica es similar a la del humano, permitiendo así, el estudio de modelos reconstructivos en estructuras cadavéricas de especies porcinas, con el fin de ser implementados en especies humanas.
- La obtención del modelo matemático que predice el comportamiento hiperelástico del tendón poplíteo, sirve como fase inicial para la búsqueda de materiales sintéticos que puedan funcionar como reemplazo definitivo de los aloinjertos y autoinjertos en los procesos de reconstrucción quirúrgica.

Es importante destacar que los posteriores estudios en búsqueda de dichos materiales sintéticos, deben contemplar todo el panorama de biocompatibilidad que presenta el caso, incluyendo también el hecho de que los tendones son tejidos comúnmente sometidos a desplazamientos relativos respecto a otras estructuras anatómicas, por lo que es de especial cuidado, el diseño de un mecanismo que reduzca los pares de fricción presentes entre el posible material de reemplazo y los componentes de la junta articular mejorada.

BIBLIOGRAFÍA

APONTE, Luis Alberto. Ligamento poplíteo-peroneo de la rodilla. Estudio anotomoquirúrgico del complejo posterolateral. En: Revista de la asociación argentina de ortopedia y traumatología. Agosto, 2010. vol. 62, no. 2, p. 264-271.

AVILA, Benito. Sistemas de sujeción y soporte mecánico. Trabajo de grado para optar por el título de maestría en ciencias de la ingeniería mecánica con especialidad en diseño mecánico. Universidad autónoma de nuevo león. Monterrey, México. 2000. [en línea]. [Fecha de consulta: 08/10/2018] Disponible en: <http://eprints.uanl.mx/7752/1/1020136695.PDF>

BENEDIKT, Proffen. A comparative anatomical study of the human knee and six animal species. En: Clinical research PMC. Agosto, 2012. Vol. 19, no. 4, p. 493-499.

BONILLA, Michael. Diseño y construcción de una máquina de ensayo de tracción para músculos. Trabajo de grado para optar por el título de ingeniero mecatrónico. Universidad militar nueva granada. Bogotá DC, Colombia. 2018. [en línea]. [Fecha de consulta: 09/10/2018] Disponible en: [https://repository.unimilitar.edu.co/bitstream/10654/17505/1/BonillaMoraMichaelMa uricio2018.pdf](https://repository.unimilitar.edu.co/bitstream/10654/17505/1/BonillaMoraMichaelMa%20uricio2018.pdf)

BUDYNAS, Richard. Diseño en la ingeniería mecánica de Shigley. Octava edición. México: McGRAW-HILL, 2008.

CABALLERO, Pedro. Análisis computacional del comportamiento mecánico de cartílago articular basado en un modelo viscoelástico. Trabajo de grado para optar por el título de magíster en ingeniería mecánica. Universidad Nacional de Colombia. Bogotá DC, Colombia. 2012. [en línea]. [Fecha de consulta: 09/10/2018] Disponible en: <http://bdigital.unal.edu.co/7075/1/291476.2012.pdf>

CARRERE, Maria. Biomecánica de la extremidad inferior, exploración de la articulación de la rodilla. En: Reduca (Enfermería, fisioterapia y podología). Agosto, 2009. Vol 1, no. 3, p. 26-37.

FADHAV, Siddharth. Comprehensive review of the anatomy, function, and imaging of the popliteus and associated pathologic conditions. En: RadioGraphics RSNA. Marzo, 2014. Vol 34, p. 496-513.

FUSS, FK. An analysis of the popliteus muscle in man, dog, and pig with a reconsideration of the general problems of muscle function. En: The anatomical record journal. Noviembre, 1989. vol. 225, no. 3, p. 251-256.

GRIFFIN, Michelle. Biomechanical characterization of human soft tissues using indentation and tensile testing. En: Journal of visualized experiments. Diciembre, 2016. Vis Exp (118), doi: 10.3791/54872 (2016).

GRIFFITH, Chad. Outcomes of untreated posterolateral knee injuries: an in vivo canine model. En: Knee Surgery Traumatology Arthroscopy. Diciembre, 2010. vol. 19, p. 1192-1197.

HOLZAPFEL, Gerhard. Nonlinear solid mechanics, A continuum approach for engineering. Primera edición. West Sussex: John Wiley & Sons, LTD, 2000.

KANNUS, Pekka. Nonoperative treatment of grade 2 and 3 sprains of the lateral ligament compartment of the knee. En: The American Journal of Sports Medicine. Diciembre, 1989. vol. 17, no. 2, p. 83-88.

KRUKHAUG, Yngvar. Lateral ligament injuries of the knee. En: Knee Surgery and Sports Traumatology Arthroscopy. Enero, 1987. vol. 6, p. 21-25

LAPRADE, Robert. Complejo postero externo de la rodilla: Conceptos actuales. En: Revista de la asociación argentina de artroscopía. Julio, 2016. vol. 23, no. 2, p. 39-46.

LAPRADE, Robert. Improving outcomes for posterolateral knee injuries. En: Journal of orthopedic research. Marzo, 2014. vol. 31, no. 6, p. 485-491.

LAPRADE, Robert. Mechanical properties of the posterolateral structures of the knee. En: The American Journal of Sports Medicine. Marzo, 2005. vol. 33, no. 9, p. 1387-1391.

LAPRADE, Robert. The posterolateral attachments of the knee. A qualitative and quantitative morphologic analysis of the fibular collateral ligament, popliteus tendon, popliteofibular ligament, and lateral gastrocnemius tendon. En: The American journal of sports medicine. Marzo, 2003. vol. 31, no. 6, p. 854-860.

LEAL-BLANQUET, Joan. Bifurcated popliteus tendón: a descriptive arthroscopic study. En: International Orthopaedics. Noviembre, 2009. Vol 33, p.1633-1635.

MAGANARIS, Constantinos. In vivo human tendon mechanical properties: Effect of resistance training in old age. En: Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions. Mayo, 2004. vol. 4, no. 2, p. 204-208.

MARTINS, PALS. A comparative study of several materials models for prediction of hyperelastic properties: Application to silicone-rubber and soft tissues. En: Blackwell publishing Ltd. Agosto, 2006. vol. 42, p. 135-147.

M. L. Ju, S. Mezghani, H. Jmal, R. Dupuis, and E. Aubry, "Parameter Estimation of a Hyperelastic Constitutive Model for the Description of Polyurethane Foam in Large Deformation," Cell. Polym., vol. 32, no. 1, pp. 21–40, 2013.

MOLINA, Oscar. Reporte de caso: Luxación anterior del tendón poplíteo del cóndilo femoral lateral. En: Acta ortopédica mexicana. Junio, 2009. Vol 23, p. 158-162.

MOTT, Robert. Resistencia de materiales. Quinta edición. México: PEARSON, 2009.

NORDIN, Margareta. Biomecánica básica del sistema musculoesquelético. Tercera edición. Madrid: McGRAW-HILL, 2004.

QUINTANA, I. PEÑUELAS, C. “Nuevas metodologías de ensayo en la caracterización de comportamiento biomecánico de los materiales implicados en las reconstrucciones del ligamento cruzado anterior realizadas utilizando tornillo interferencial. Modelización y simulación.” 13° Congr. ibero-americano Ing. mecánica., no. Octubre, 2017.

PAJARÉS, Miguel. Autoinjerto y aloinjerto en la reconstrucción del ligamento cruzado anterior. En: Revista de ortopedia y traumatología. Agosto, 2004. vol. 48, p. 263-266.

P. A. L. S. Martins, R. M. N. Jorge, and A. J. M. Ferreira, “A Comparative Study of Several Material Models for Prediction of Hyperelastic Properties: Application to Silicone-Rubber and Soft Tissues,” Blackwell Publ. Ltd, vol. 42, no. 1, pp. 135–147, 2006.

PINTO, William. Calibration of adhesion models based on the extended Kalman filtering. En: The Journal of Adhesion. Mayo, 2016. vol. 93, p. 30-56.

SERRA, Raphael. Anatomic posterolateral corner reconstruction. En: Arthroscopy Techniques, Journal of orthopedic and related surgery. Junio, 2016. vol. 5, no. 3, p. 563-572.

TAKRONI, Talal. Estudio anatómico: comparando la rodilla humana, ovina y porcina. En: Journal of experimental orthopaedics. Diciembre, 2016. vol. 35, no. 3.

ULLRICH, Karin. Posterolateral aspect and stability of the knee joint, Anatomy and function of the popliteus muscle-tendon unit; an anatomical and biomechanical study. En: Knee Surgery and Sports Traumatology Arthroscopy. Enero, 2002. Vol 10, p. 86-90.

VILLEGAS, Diego. Biomechanics of meniscal horn attachments. Trabajo de grado para optar por el título de Doctor en filosofía en la ingeniería mecánica. Michigan Technological University. Michigan, USA. 2011. [en línea]. [Fecha de

consulta: 14/07/2019] Disponible en: <https://digitalcommons.mtu.edu/etd-restricted/47/>

VOTO, SJ. Arthroscopic training using pig knee joints. En: Clinical orthopaedics and related research. Enero, 1988. vol. 134, no. 7, p. 226-235.

YANG, Yae-Hyuk. Anatomic and isometric points on femoral attachments of popliteus muscle-tendon complex for the posterolateral corner reconstruction. En: Knee Surgery and Sports Traumatology Arthroscopy. Septiembre, 2010. Vol 19, p. 1669-1674.