

Study of mechanical potentials to describe the biphasic mechanical behavior of fiber-reinforced soft tissues

Jonatas S. Fagundes¹, Jakson Vassoler¹

¹*Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica-PROMECA, Universidade Federal do Rio Grande do Sul
Rua Sarmento Leite, 425, 90050-170, Porto Alegre, RS, Brazil*

jonatas.fagundes@ufrgs.br

²*Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica-PROMECA, Universidade Federal do Rio Grande do Sul
Rua Sarmento Leite, 425, 90050-170, Porto Alegre, RS, Brazil*

jmvasoller@ufrgs.br

Abstract. Soft tissues have a considerable percentage of their weight constituted of fluid, which directly impacts its mechanical behavior. An appropriate formulation for describing this type of material is found in the biphasic theory. However, although the mechanical potentials used in the literature have no difficulties in reproducing the force response of the tissue, these potentials may also contradict experimental observations about the volume change and fluid flow in traction. This work investigates a biphasic framework with an anisotropic hyperelastic model in which the volumetric deformations are related to the extension of the fibers in the tissue through the control of the Poisson's ratio. In order to highlight the characteristics of this model, a experimental relaxation test of tendon is adjusted using the force and Poisson ratio as variables, and a comparison using a viscoelastic model is made. The results demonstrate the ability of the studied potential, together with a biphasic framework, to represent volumetric, dissipative and fluid flow characteristics in the tendon. The results also show that the classic viscoelastic model may not be appropriated in these aspects, demonstrating that characterization of the tissue using only the force response may not guarantee an adequate characterization.

Keywords: Fiber-reinforced soft tissues, Poisson ratio, Biphasic, Relaxation

1 Introdução

A simulação numérica do comportamento mecânico de tecidos biológicos tem atraído o interesse de diversos pesquisadores devido a possibilidade de prever a resposta mecânica de estruturas/sistemas biomecânicos complexos. Porém, a correta representação mecânica de tecidos biológicos apresenta grandes dificuldades, já que a grande maioria apresenta na sua faixa natural de operação, em maior ou menor grau, fenômenos como dependência da taxa de carregamento, não linearidade e anisotropia (Viidik [1]). Portanto, a compreensão do seu comportamento mecânico auxiliaria profissionais da área médica no desenvolvimento de dispositivos para implantes, técnicas de reconstrução de tendão, assim como no tratamento e prevenção de lesões.

Dentro os vários constituintes dos tecidos biológicos, a água é em geral o mais predominante, exercendo um papel crucial na biomecânica dos tecidos moles. Embora ela seja o principal componente do tendão, compreendendo entre 65%-75% do peso deste (Benjamin and Ralphs [2]), a sua presença ainda é geralmente ignorada nos modelos numéricos que buscam caracterizar o seu comportamento. Em contrapartida, a influência da hidratação do tecido nas suas características mecânicas já é um fato amplamente conhecido na área experimental. A concentração de fluido aparenta ser um dos mecanismos principais ligados aos processos de falha do colágeno que compõe tendões e ligamentos (Masic et al. [3]), e uma diminuição do nível de hidratação do tecido também esta relacionada a um aumento do seu módulo elástico e de sua resistência a tração (Lozano et al. [4]). A importância do fluido também se encontra presente nos processos biológicos e químicos do tecido. A desidratação de ligamento aumenta a liberação de colagenase (Nabeshima et al. [5]), que por sua vez atua diminuindo a quantidade e densidade do colágeno, enfraquecendo as propriedades do ligamento. Além disso, o movimento de fluido tem sido relacionado com o transporte de nutrientes por meio do líquido sinovial para os tenócitos, assim como em processos de mecanotransdução (Lavagnino et al. [6], Albro et al. [7]), sendo identificado como de fundamental importância para o comportamento normal de fascículos saudáveis.

Um aspecto em que a atuação do fluido ainda está sendo investigada diz respeito ao comportamento viscoelástico do tendão. Evidências sugerem que os mecanismos de relaxação de tensões atuantes no tecido podem, em parte, ser dependentes do escoamento do fluido, e ocorrer em diferentes níveis estruturais (Atkinson et al. [8]), com vários estudos experimentais corroborando uma relação entre a hidratação de tendões e ligamentos com o comportamento viscoso dos mesmos (Chimich et al. [10], Haut and Haut [11]). Tal relação também é evidenciada pelos inúmeros relatos de exsudação de fluido durante ensaios de tração (Wellen et al. [12], Helmer et al. [13]), onde tal escoamento irá necessariamente dissipar uma parte da energia mecânica através do atrito entre o fluido e a matriz sólida. Tal fluxo líquido aponta uma diminuição de volume durante a tração, o que também é indicado pelos vários relatos de coeficiente de Poisson acima de 0.5 em carregamentos trativos (Lynch et al. [14], Reese and Weiss [15]). Uma família de modelos que permite relacionar o escoamento do fluido com a dissipação mecânica são os modelos bifásicos, os quais foram desenvolvida por Mow et al. [16] para caracterização da cartilagem. De acordo com a teoria bifásica, a viscosidade mecânica é decorrente da energia dissipada devido ao fluxo de fluido através de um sólido poroso, o qual é incitado por deformações volumétricas. Durante a relaxação de tensões, a teoria bifásica prevê uma contração lateral que corresponde em um coeficiente de Poisson dependente do tempo, fenômeno que também é relatado experimentalmente em tendões (Reese and Weiss [15]).

Dentro deste escopo, o objetivo deste trabalho será a investigação de um potencial hiperelástico anisotrópico, desenvolvido por Swedberg et al. [17], o qual permite uma relação explícita da deformação volumétrica com o alongamento das fibras sob tração, sendo que tal potencial será utilizado dentro de uma abordagem bifásica. A fim de analisar a capacidade do modelo frente ao comportamento real do tecido, será realizado um procedimento de ajuste de parâmetros frente a dados experimentais, retirados da literatura, de um ensaio de relaxação em tendão. O ajuste do modelo será feito de forma a reproduzir a resposta de força e o Poisson do ensaio simultaneamente. Para salientar as características da abordagem proposta, o procedimento de ajuste foi repetido com um modelo monofásico hiperelástico anisotrópico, cuja viscosidade é baseada em um modelo QLV, cujo formato é geralmente utilizado na literatura para a caracterização do comportamento viscoelástico de tendões e ligamentos (Puso and Weiss [18], Vena et al. [19]).

2 Materiais e métodos

Neste trabalho será utilizado o potencial anisotrópico desenvolvido por Swedberg et al. [17], representado em eqs. (1) a (4). Esse potencial representa um material compressível transversalmente isotrópico, sendo separado em três contribuições. A primeira contribuição (eq. (2)) diz respeito a rigidez fornecida pelas fibras, sendo uma função exponencial do alongamento da fibra (λ), a qual é ativa apenas em solicitações de tração ($\lambda > 1$). A segunda contribuição (eq. (3)) fornece a rigidez isotrópica da matriz, sendo fornecida por uma parcela Neo-Hookeana. As variáveis $I_1 - I_5$ são os 5 invariantes de um material transversalmente isotrópico (Holzapfel [20]).

$$W = W_{\text{fiber}} + W_{\text{matrix}} + W_{\text{vol}}. \quad (1)$$

$$W_{\text{fiber}} = \frac{1}{2} \frac{c_1}{c_2} \left(e^{c_2(\lambda-1)^2} - 1 \right). \quad (2)$$

$$W_{\text{matrix}} = \frac{\mu}{2} (I_1 - 3) - \mu \ln \left(\sqrt{I_3} \right). \quad (3)$$

$$W_{\text{vol}} = \frac{\kappa}{2} \left(\ln \left(\frac{I_5 - I_1 I_4 + I_2}{I_4^{2(m-v_0)} e^{-4m(\lambda-1)}} \right) \right)^2. \quad (4)$$

Já o terceiro potencial (eq. (4)) irá permitir que se controle a deformação volumétrica do material, de forma que para uma solicitação de tração a razão entre a área deformada e indeformada siga uma função exponencial do alongamento da fibra, conforme eq. (5). Os parâmetros m e v_0 irão determinar a forma dessa função exponencial, enquanto o parâmetro κ atua como um fator de penalização, impondo a função de Poisson desejada. É importante salientar dois pontos em relação a tal potencial. O primeiro é que a dependência da razão de áreas com o alongamento da fibra pode seguir uma função arbitrária (desde que respeitado as condições de convexidade), ditada por evidências experimentais. O segundo ponto a se destacar é que em uma abordagem bifásica, a mudança de área representada por eq. (5) será atingida apenas no equilíbrio (após o gradiente de pressão se tornar nulo no corpo). Essa condição limita a aplicação direta da eq. (5) para o ajuste de dados experimentais de mudança de área.

$$\left(\frac{da}{dA} \right)^2 = \lambda^{4(m-v_0)} e^{-4m(\lambda-1)}. \quad (5)$$

Os potenciais apresentados pelas eqs. (1) a (4) serão utilizados dentro de uma abordagem bifásica. Para representar a permeabilidade do tendão, será utilizado a lei de permeabilidade de Holmes-Mow (Holmes and Mow [21]), a qual é uma função isotrópica com dependência da deformação volumétrica, sendo mostrada na eq. (6).

$$k(J) = k_0 \left(\frac{J - \varphi_0}{1 - \varphi_0} \right)^\alpha e^{\frac{1}{2}M(J^2 - 1)} \quad (6)$$

onde κ_0 é a permeabilidade do material indeformado, Φ_0 é a fração de volume inicial, e α , M definem a dependência da permeabilidade do material deformado em relação a deformação volumétrica, definida pelo Jacobiano J . Os parâmetros a serem utilizados na função de permeabilidade foram retirados da literatura, sendo provenientes de ensaios realizados em tendão (Safa et al. [22]). Para a verificação da capacidade do modelo descrito em representar o comportamento mecânico de tendões, se fez uso de um procedimento de ajuste de parâmetros, usando para isso dados experimentais retirados do trabalho de Reese and Weiss [15], onde se fornece o valor de força e Poisson para um ensaio de relaxação submerso em tendão, sendo ambas as informações usadas simultaneamente no ajuste. A fim de comparação, o processo de ajuste também foi realizado em um modelo hiperviscoelástico anisotrópico. Para o potencial hiperelástico se utilizou os mesmos potenciais utilizados na abordagem bifásica, correspondente a eqs. (2) a (4). A lei viscoelástica utilizada faz uso do modelo de viscosidade quase-linear (QLV) compressível (Puso and Weiss [18]), descrito nas eqs. (7) e (8)

$$\mathbf{S}(t) = \int_{-\infty}^t G(t-s) \frac{d\mathbf{S}^e}{ds} ds. \quad (7)$$

$$G(t) = 1 + \sum_{i=1}^N \gamma_i \exp(-t/\tau_i). \quad (8)$$

onde \mathbf{S}^e é a tensão elástica, G é a função de relaxação, e N é a quantidade de braços de Maxwell, sendo utilizado $N = 1$ neste trabalho. A análise de elementos finitos foi realizada utilizando o pacote de código aberto FEBIO (Maas et al. [23]). A identificação dos parâmetros do material foi realizada utilizando um algoritmo não local heurístico baseado no método de exame de partículas (PSO). Detalhes do algoritmo e sua utilização em procedimentos de identificação de parâmetros podem ser encontrados em Vaz Jr. et al. [24].

A geometria utilizada na análise por elementos finitos consistiu em $\frac{1}{4}$ de um cilindro com altura e raio de 1 mm, com condições de simetria, sendo utilizado um refino na direção radial a fim de capturar os altos gradientes de pressão presentes nessa região. As fibras foram dispostas de forma a estarem alinhadas com a direção longitudinal do cilindro, onde o carregamento é imposto. As condições de contorno utilizadas correspondem a hipótese de que o fluxo de fluido irá ocorrer apenas na direção radial, sendo imposto um fluxo nulo na direção longitudinal. O carregamento utilizado consistiu em um alongamento de magnitude de 3%, imposto em 3 segundos sob velocidade constante, e após mantido fixo por 100 segundos. Devido a limitações nos dados experimentais retirados de Reese and Weiss [15], apenas os dados após o final da aplicação do carregamento (fase de relaxação) foram considerados no processo de ajuste.

3 Resultados e discussões

O procedimento de ajuste de ambos os modelos foi executado considerando os dados experimentais de força e Poisson simultaneamente. Os parâmetros encontrados são mostrados na Tabela 1. Usando estes parâmetros, a resposta de ambos os modelos quanto a força e Poisson são mostrados na Fig. 1 e Fig. 2 respectivamente. A norma RMS do erro encontrado no ajuste é exibido na Tabela 2. Se nota que o potencial utilizado em combinação com uma abordagem bifásica consegue reproduzir de forma satisfatória a resposta de força e de Poisson simultaneamente. Já o modelo viscoelástico, mesmo fazendo uso dos mesmos potenciais hiperelásticos da abordagem bifásica, se mostra incapaz de representar os dados experimentais. Em especial, se nota que o mesmo apresenta uma total inabilidade de reproduzir o comportamento dependente do tempo apresentado pelo coeficiente de Poisson durante o processo de relaxação, o qual aparece como sendo constante, como já era esperado, segundo as hipóteses do modelo.

Se observa, na Fig. 3 (b), que a abordagem bifásica também consegue reproduzir o fenômeno de exsudação de fluido durante o carregamento trativo, comportamento esse também observado experimentalmente (Wellen et al.

[12], Helmer et al. [13]). Tal escoamento é devido a presença ao gradiente de pressão desenvolvido no corpo, conforme mostrado na eq. (3) (a). Ao longo do processo de relaxação do corpo, tanto as tensões quando a pressão reduzem, e em decorrência o fluxo de fluido diminui ao longo do tempo até praticamente se extinguir no final do tempo de análise. É importante salientar que a habilidade do modelo bifásico em representar o coeficiente de Poisson experimental se deve justamente a essa exsudação de fluido, a qual provê uma deformação volumétrica gradativa, mesmo sem a adição de novos carregamentos.

Tabela 1. Parâmetros constitutivos obtidos no ajuste

Parâmetro	Modelo Bifásico	Modelo viscoelástico
c_1 [MPa]	1483.29	798.69
c_2	727.61	753.40
μ [MPa]	49.63	23.80
κ [MPa]	93.22	314.19
m	-300.25	-25.15
v_0	9.79	3.596
γ_1 [MPa]	-	1.02
τ_1 [s]	-	226.70

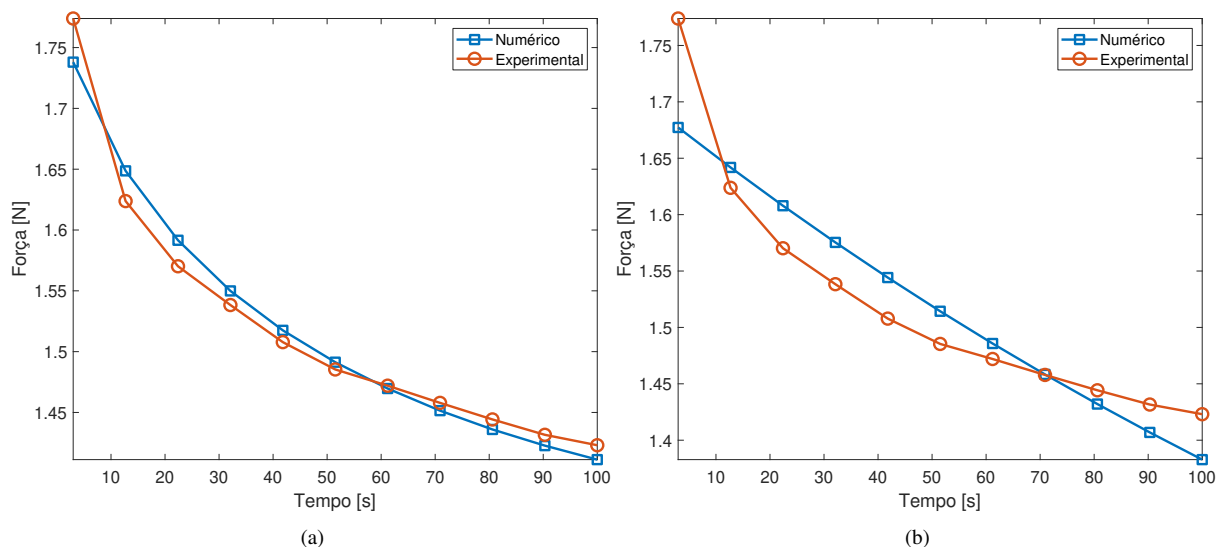


Figura 1. (a) Ajuste da força para o modelo bifásico. (b) Ajuste da força para o modelo viscoelástico

Tabela 2. Norma do erro obtido no ajuste da resposta de força e coeficiente de Poisson

Norma do erro	Modelo Bifásico	Modelo viscoelástico
Ajuste de Força	0.0544 [N]	0.1311[N]
Ajuste do Poisson	0.5704	2.8886

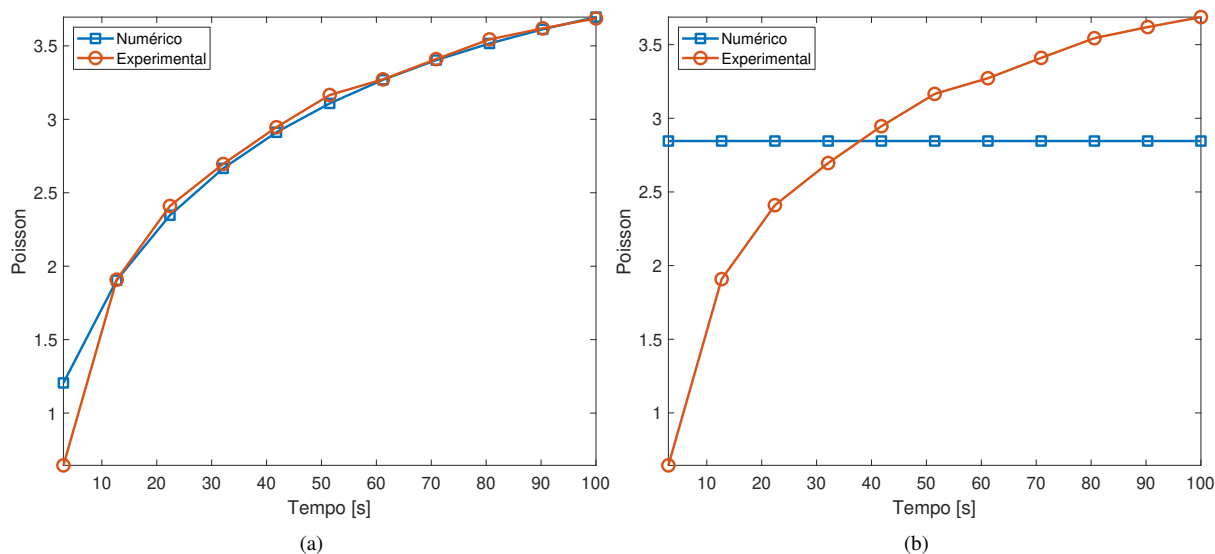


Figura 2. (a) Ajuste do Poisson para o modelo bifásico. (b) Ajuste do Poisson para o modelo viscoelástico

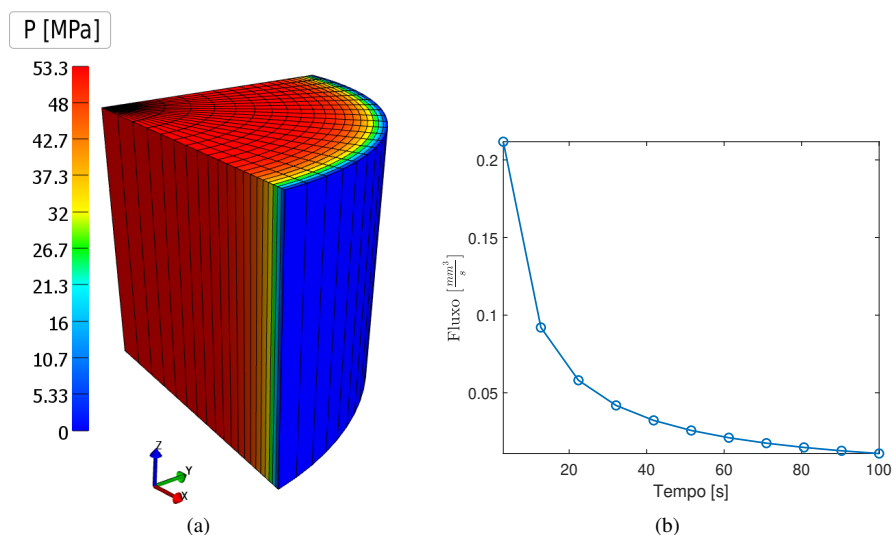


Figura 3. (a) Distribuição de pressão ao final da aplicação da rampa de deslocamento. (b) Exsudação de fluido ao longo do tempo

4 Conclusões

Neste trabalho se estudou um modelo bifásico em que se utiliza um potencial hiperelástico anisotrópico no qual a deformação volumétrica em tração (representada pelo coeficiente de Poisson) é acoplada diretamente com o alongamento da fibra. Tal abordagem, quando utilizada em conjunto com dados realísticos de permeabilidade e fração de volume, se mostrou capaz de reproduzir o comportamento experimental de um ensaio de relaxação efetuado em tendão. O modelo se mostrou apto em representar simultaneamente o comportamento viscoso apresentado pela força de reação, assim como o coeficiente de Poisson com dependência temporal apresentado nos dados experimentais. Relacionado a tais resultados, o modelo também foi capaz de apresentar exsudação de fluido durante a fase de relaxação, o que condiz com comportamentos experimentais relatados na literatura. Em comparação, a utilização dos mesmos potenciais energéticos dentro de um modelo viscoelástico se mostrou demasiado limitado para poder representar os dados experimentais, principalmente em relação a deformação transversal, que se manteve constante durante o período de relaxação de tensões.

Tais resultados evidenciam a possibilidade do uso de modelos bifásicos, em conjunto com a escolha dos potenciais adequados, para a representação dos diversos efeitos que a hidratação ocasiona em tendões e ligamentos, permitindo uma compreensão mais completa do comportamento mecânico dos mesmos. Se salienta que para outros tecidos fibrosos é necessário realizar mais estudos.

Acknowledgements. Os autores gostariam de agradecer as agências de fomento CNPq, Finep e CAPES, que forneceram suporte financeiro para a realização deste trabalho.

Authorship statement. The authors hereby confirm that they are the sole liable persons responsible for the authorship of this work, and that all material that has been herein included as part of the present paper is either the property (and authorship) of the authors, or has the permission of the owners to be included here.

Referências

- [1] Viidik, A., 1968. A RHEOLOGICAL MODEL FOR UNCALCIFIED PARALLEL-FIBRED COLLAGENOUS TISSUE. *Journal of Biomechanics*, vol. 1, n. 193 1, pp. 3–11.
- [2] Benjamin, M. & Ralphs, J. R., 1997. Tendons and ligaments—an overview. *Histology and Histopathology*, vol. 12, n. 4, pp. 1135–1144.
- [3] Masic, A., Bertinetti, L., Schuetz, R., Chang, S.-W., Metzger, T. H., Buehler, M. J., & Fratzl, P., 2015. Osmotic pressure induced tensile forces in tendon collagen. *Nature Communications*, vol. 6, n. 1, pp. 1–8.
- [4] Lozano, P. F., Scholze, M., Babian, C., Scheidt, H., Vielmuth, F., Waschke, J., Ondruschka, B., & Hammer, N., 2019. Water-content related alterations in macro and micro scale tendon biomechanics. *Scientific Reports*, vol. 9.
- [5] Nabeshima, Y., Grood, E. S., Sakurai, A., & Herman, J. H., 1996. Uniaxial tension inhibits tendon collagen degradation by collagenase in vitro. *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 14, n. 1, pp. 123–130.
- [6] Lavagnino, M., Arnoczky, S. P., Kepich, E., Caballero, O., & Haut, R. C., 2008. A finite element model predicts the mechanotransduction response of tendon cells to cyclic tensile loading. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, vol. 7, n. 5, pp. 405–416.
- [7] Albro, M. B., Chahine, N. O., Li, R., Yeager, K., Hung, C. T., & Ateshian, G. A., 2008. Dynamic loading of deformable porous media can induce active solute transport. *Journal of Biomechanics*, vol. 41, n. 15, pp. 3152–3157.
- [8] Atkinson, T. S., Ewers, B. J., & Haut, R. C., 1999. The tensile and stress relaxation responses of human patellar tendon varies with specimen cross-sectional area. *Journal of Biomechanics*, vol. 32, n. 9, pp. 907–914.
- [9] Yamamoto, E., Hayashi, K., & Yamamoto, N., 1999. Mechanical properties of collagen fascicles from the rabbit patellar tendon. *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 121, n. 1, pp. 124–131.
- [10] Chimich, D., Shrive, N., Frank, C., Marchuk, L., & Bray, R., 1992. Water content alters viscoelastic behaviour of the normal adolescent rabbit medial collateral ligament. *Journal of Biomechanics*, vol. 25, n. 8, pp. 831–837.
- [11] Haut, T. L. & Haut, R. C., 1997. The state of tissue hydration determines the strain-rate-sensitive stiffness of human patellar tendon. *Journal of Biomechanics*, vol. 30, n. 1, pp. 79–81.
- [12] Wellen, J., Helmer, K. G., Grigg, P., & Sotak, C. H., 2004. Application of porous-media theory to the investigation of water ADC changes in rabbit Achilles tendon caused by tensile loading. *Journal of Magnetic Resonance*, vol. 170, n. 1, pp. 49–55.
- [13] Helmer, K. G., Nair, G., Cannella, M., & Grigg, P., 2006. Water movement in tendon in response to a repeated static tensile load using one-dimensional magnetic resonance imaging. *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 128, n. 5, pp. 733–741.
- [14] Lynch, H. A., Johannessen, W., Wu, J. P., Jawa, A., & Elliott, D. M., 2003. Effect of fiber orientation and strain rate on the nonlinear uniaxial tensile material properties of tendon. *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 125, n. 5, pp. 726–731.
- [15] Reese, S. P. & Weiss, J. A., 2013. Tendon Fascicles Exhibit a Linear Correlation Between Poisson's Ratio and Force During Uniaxial Stress Relaxation. *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 135, n. 3, pp. 034501–034501–5.
- [16] Mow, V. C., Kuei, S. C., Lai, W. M., & Armstrong, C. G., 1980. Biphasic Creep and Stress Relaxation of Articular Cartilage in Compression: Theory and Experiments. *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 102, n. 1, pp. 73.
- [17] Swedberg, A. M., Reese, S. P., Maas, S. A., Ellis, B. J., & Weiss, J. A., 2014. Continuum description of the Poisson ratio of ligament and tendon under finite deformation. *Journal of Biomechanics*, vol. 47, n. 12, pp. 3201–3209.
- [18] Puso, M. A. & Weiss, J. A., 1998. Finite element implementation of anisotropic quasi-linear viscoelasticity using a discrete spectrum approximation. *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 120, n. 1, pp. 62–70.
- [19] Vena, P., Gastaldi, D., & Contro, R., 2006. A constituent-based model for the nonlinear viscoelastic behavior of ligaments. *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 128, n. 3, pp. 449–457.
- [20] Holzapfel, G. A., 2000. *Nonlinear Solid Mechanics A Continuum Approach for Engineering*. Wiley.

- [21] Holmes, M. H. & Mow, V. C., 1990. The nonlinear characteristics of soft gels and hydrated connective tissues in ultrafiltration. *Journal of Biomechanics*, vol. 23, n. 11, pp. 1145–1156.
- [22] Safa, B. N., Bloom, E. T., Lee, A. H., Santare, M. H., & Elliott, D. M., 2020. Evaluation of transverse poroelastic mechanics of tendon using osmotic loading and biphasic mixture finite element modeling. *Journal of Biomechanics*, vol. 109, pp. 109892.
- [23] Maas, S. A., Ellis, B. J., Ateshian, G. A., & Weiss, J. A., 2012. FEBio: Finite elements for biomechanics. *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 134, n. 1, pp. 011005.
- [24] Vaz Jr., M., Cardoso, E., & Stahlschmidt, J., 2013. Particle swarm optimization and identification of inelastic material parameters. *Engineering Computations (Swansea, Wales)*, vol. 30, n. 7, pp. 936–960.