



PROPOSTA DE METODOLOGIA EXPERIMENTAL PARA CARACTERIZAÇÃO DA RESPOSTA MECÂNICA E DO FLUXO DE FLUÍDO EM TENDÕES SUBMETIDO À GRANDES DEFORMAÇÕES

Natalia Mühl Castoldi^[0000-0002-2427-9638], Universidade Federal do Rio Grande do Sul, natalia.castoldi@ufrgs.br

Ana Bárbara Krummenauer Formenton^[0000-0002-9596-0228], Universidade Federal do Rio Grande do Sul, ana.barbara@ufrgs.br

Jakson Manfredini Vassoler^[0000-0002-8548-8935], Universidade Federal do Rio Grande do Sul, jmvassoler@ufrgs.br

Resumo. Conhecer o comportamento mecânico de tecidos biológicos é necessário para diversas aplicações. No entanto, para a simulação de tecido biológico em condições realísticas, são necessários dados experimentais que atendem as características do modelo material. Uma família de modelos que vem atraindo uma atenção particular são modelos poro-hiperelásticos, os quais são modelos multifásicos, que incorporam efeitos de um fluido escoando em uma matriz sólida, assim como ocorre fisiologicamente em tecidos biológicos. Para uma boa caracterização deste tipo de modelo seria necessária a realização de experimentos que avaliem tanto a resposta da parte do sólido quando da parte do fluido. O objetivo da presente proposta consiste em uma metodologia experimental para avaliar a resposta anisotrópica do tecido tendinoso em tração e em compressão semi-confinada, onde são obtidos dados do fluido. Com esta metodologia é possível obter informações sobre a quantidade de saída de volume de fluido, sendo estes dados interessantes para modelos poro-hiperelásticos, que ainda não foram explorados experimentalmente em literatura.

Palavras chave: Metodologia experimental. Tendões. Ensaio semi-confinado. Resposta anisotrópica. Fluxo de fluido.

1. INTRODUÇÃO

A caracterização experimental da resposta mecânica de tecidos biológicos pode ser útil de diferentes formas. Esta pode estar vinculada ao uso em simulações numéricas da cinemática e forças desenvolvidas em sistemas biomecânicos complexos, como articulações com próteses ou *stents* em paredes arteriais. Nestes casos, se o tecido biológico necessitar ser simulado com seu formato geométrico e condições de contorno realísticos, as respostas experimentais de interesse devem atender as características do modelo do material. O modelo, por sua vez, deve ser capaz de representar os fenômenos internos e mecanismos de deformação do tecido biológico. Assim, faz-se necessário conhecer a resposta do tecido biológico através de ensaios específicos, obtendo dados úteis que sirvam ao modelo de material que o representa.

Modelos de material que possuem resposta viscoelástica, ou mesmo outros comportamentos dissipativos, necessitam de ensaios mecânicos que sejam capazes e capturar seus efeitos internos. Modelos de material para respostas mecânicas não lineares e grandes deformações, como as observadas em tecidos biológicos, necessitam de ensaios ainda mais específicos.

Existem diferentes modelos para tecidos biológicos na literatura. Uma família de modelos, chamado de modelos poro-hiperelásticos, tem atraído particular atenção de pesquisadores da área, devido ao fato que sua estrutura matemática é capaz de incorporar efeitos de um fluido escoando em uma matriz sólida, assim como ocorre fisiologicamente em tecidos biológicos. Apesar dos interessantes aspectos numéricos, este modelo possui diversas dificuldades técnicas para sua caracterização experimental, principalmente por ser um modelo multifásico e precisar de informações não apenas da parte sólida, mas também da parte do fluido.

Tendões são compostos por uma coleção de células e de uma matriz extracelular (Junqueira *et al.*, 2004). A matriz extracelular é constituída de fibras (proteínas colágenas e elastina) e de substância fundamental, a qual é composta de proteoglicanos (Cowin e Doty, 2007). A descrição geral da estrutura dos tendões é de que as fibras de colágeno que compõe o tecido são arranjadas em paralelo. Além disso, também são considerados altamente anisotrópicos, devido sua estrutura fibrosa orientada unidirecionalmente (Cowin e Doty, 2007). Além dos clássicos ensaios de tração e compressão que poderiam ser utilizados para caracterização do tecido, outras informações relacionadas com o fluxo de água seriam necessárias.

As propriedades mecânicas do tecido tendinoso geralmente são avaliadas através de ensaios de tração, ou seja, ao longo do eixo das fibras de colágeno, sendo esta a direção de carregamento predominante *in vivo* (Cowin e Doty, 2007). Entretanto a resposta do tecido sob compressão também pode ter relevância, já que os proteoglicanos presentes na matriz extracelular aumentam sob carregamento compressivo contínuo (Vogel, 1996; Feitosa *et al.*, 2002). Ademais, as propriedades anisotrópicas do tecido não conseguem ser avaliadas totalmente através de um ensaio de tração, necessitando de experimentos capazes de avaliar o comportamento mecânico em diferentes direções. Na literatura poucos trabalhos realizam ensaios compressivos em tecido tendinoso (Lynch *et al.*, 2003; Williams *et al.*, 2008; Lake *et al.*, 2010; Szczeny *et al.*, 2012). Por outro lado, não são reportados procedimentos para obtenção de quaisquer informações sobre o fluxo do fluido em ensaios de tecidos biológicos. Portanto, o principal objetivo do presente trabalho é propor uma metodologia que seja capaz de avaliar a resposta mecânica anisotrópica do tecido tendinoso através de ensaios de tração e de

compressão semi-confinado e informações sobre o fluxo do fluido. Neste caso, a principal contribuição desta proposta reside nos ensaios de compressão semi-confinados, onde pretende-se obter dados da saída de fluido do tecido, de modo que estas observações experimentais possam ser usadas em modelos poro-hiperelásticos.

2. PROPOSTA DE METODOLOGIA EXPERIMENTAL

Para o procedimento de tração, serão utilizados os mesmos protocolos utilizados na literatura, onde apenas a reposta de força e de deslocamento serão obtidas, de forma que se possa caracterizar a resposta trativa do tendão (curva tensão-deformação).

Além dos ensaios de tração, serão realizados ensaios de compressão semi-confinados em diferentes direções baseando em trabalhos encontrados na literatura (Böl *et al.*, 2014, Böl *et al.*, 2015, entre outros). Nestes ensaios serão obtidas informações sobre o fluxo de fluido, registrando informações do volume de saída do fluido em diferentes níveis de deformação, que não foi explorado pelos autores. O equipamento para a execução do teste será uma máquina TA ElectroForce 3220 ES III, com célula de carga de 220N.

2.1. Ensaio de compressão semi-confinada

Considerando tecido tendinoso, ensaios de compressão típicos não são capazes de caracterizar anisotropia de forma adequada, já que não é possível realizar o controle de deformação das fibras pois sempre se encontram sob tração ou compressão devido a expansão lateral (Böl *et al.*, 2014). Para realizar o controle da expansão lateral utiliza-se dispositivos onde o tecido fica semi-confinado. O dispositivo para execução dos ensaios, consiste em placas frontais e traseiras onde ambos são aparafusados ao painel inferior. As placas são conectadas entre elas por outros dois parafusos direcionados horizontalmente. Uma placa adicional, com sua largura equivalente à distância entre as faces laterais do dispositivo, é conectada à máquina de ensaio e utilizada para comprimir o corpo de prova. Um protótipo do dispositivo já foi desenvolvido em acrílico, Fig. (1). O mesmo foi desenvolvido em material transparente pois as medições transversais de deformação serão realizadas com técnicas de medição óptica, como a correlação de imagens digitais DIC (Pan *et al.*, 2009).

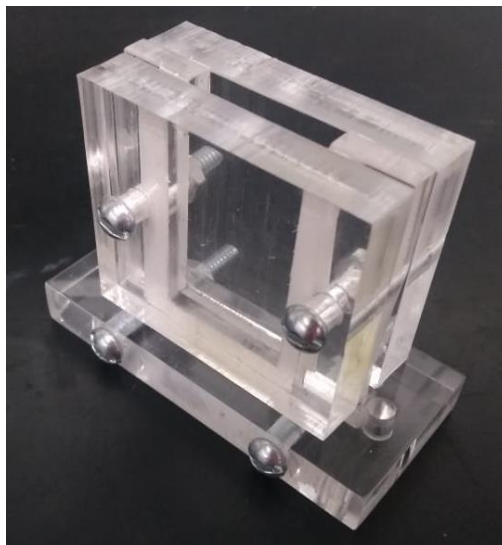


Figura 1. Protótipo do dispositivo em acrílico para a realização dos ensaios

2.2. Orientação das amostras

Corpos de prova de tecido em formato cúbico serão colocados entre duas placas paralelas e submetidos à compressão na direção vertical X_3 , podendo deformar livremente longitudinalmente X_1 . As placas paralelas restringirão a deformação na direção X_2 . Pretende-se conduzir os ensaios em três modos de compressão diferentes, que permitem as fibras a serem solicitadas em compressão (modo I), tração (modo II) e comprimento constante (modo III), conforme Fig. (2).

No modo I, os fascículos serão direcionados para X_3 , sendo assim solicitados axialmente. No modo II, os fascículos serão direcionados para X_1 sendo comprimidos transversalmente, mas permitindo o alongamento na direção axial. A última solicitação, modo III, será definida posicionando os fascículos na direção X_2 . Estes serão comprimidos transversalmente sem sofrer deformação axial, que será bloqueada pelas placas do dispositivo proposto.

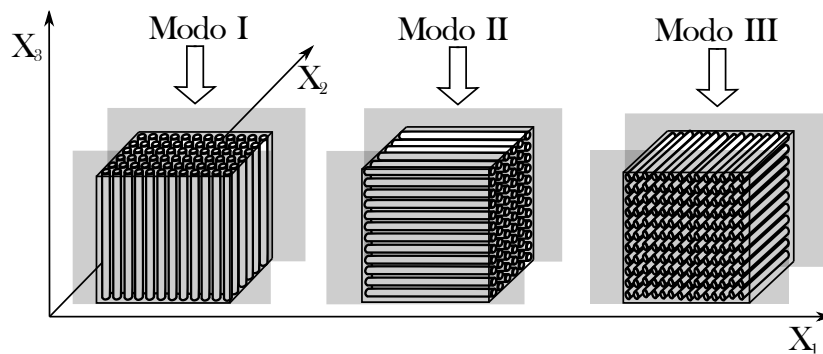


Figura 2. Ilustração idealizada de ensaios de compressão semi-confinados (adaptada de Carniel e Fancello, 2017)

2.3. Informações do fluxo de fluido no tecido

Além de avaliar as propriedades anisotrópicas do tecido, a presente proposta visa a obtenção de informações sobre o fluxo de fluido durante o ensaio. Sabe-se que o tecido irá expelir fluido. Assim, estas informações serão coletadas através da pesagem do corpo de prova antes do ensaio e em determinados níveis de deformação, com uma balança de 0,1mg de precisão, tratando-se da precisão necessária para medir absorção de água em plásticos (ASTM D570).

2.4. Protocolo de ensaio

Tendões flexores de suínos, conforme mostrados na Fig (3), serão escolhidos para a realização dos testes. Estes foram determinados com base na facilidade de obtenção, devido ao maior comprimento e pequena variação de sua seção. Além disso, necessitam calibre suficiente para a realização dos cortes (cubos de 4mm).



Figura 3. Tendões flexores

As amostras serão divididas em 4 pedaços, conforme demonstrado na Fig. (4), sendo o maior (I) para tração e as outras 3 serão subdivididas, sendo um para cada Modo indicado na Fig. (2). Neste caso serão realizados ensaios de compressão com 75% de deformação, onde ao fim será mensurado o peso de água que foi perdido.

Por fim, serão retiradas as curvas de tensão-deformação para i) tração até ruptura ; ii) compressão modo I até 75% de deformação; iii) compressão modo II até 75% de deformação e ii) compressão modo III até 75% de deformação, sendo um ensaio de tração, e três ensaios de compressão.

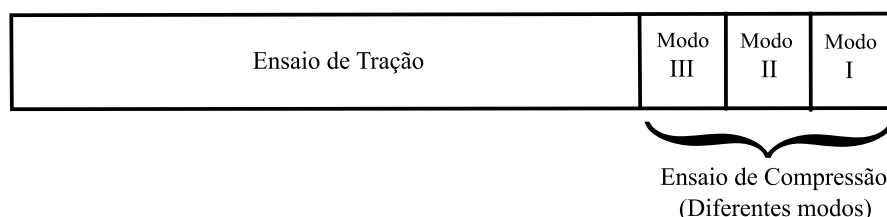


Figura 4. Exemplo de corte para cada tendão



3. CONCLUSÃO

Com a presente metodologia é possível obter dados úteis para uma caracterização de um modelo poro-hiperelástico, incluindo informação do volume de saída de fluido, que pode servir para auxiliar a caracterização a do fluxo de fluido no tecido biológico.

Os ensaios de tração e de compressão semi-confinada já foram apresentados em literatura e são capazes de fornecer dados úteis para uma caracterização. Informações experimentais de como o fluido se comporta, sendo estas de seu fluxo interno de saída de volume de fluido, ainda não foram exploradas na literatura e esta proposta vem a contribuir neste sentido.

Por fim, esta proposta com a medição da saída de fluido necessita ser aplicada em um tecido tendinoso e validada.

4. REFERÊNCIAS

- BÖL, M.; EHRET, A. E.; LEICHSENRING, K.; ERNST, M. Tissue-scale anisotropy and compressibility of tendon in semi-confined compression tests. **Journal of Biomechanics** 48, 1092–1098, 2015.
- BÖL, M.; EHRET, A. E.; LEICHSENRING, K.; WEUCHERT, C.; KRUSE, R. On the anisotropy of skeletal muscle tissue under compression. **Acta Biomaterialia** 10 (2014) 3225–3234, 2014.
- CARNIEL, T. A.; FANCELLO, E. A. A transversely isotropic coupled hyperelastic model for the mechanical behavior of tendons. **Journal of Biomechanics**, 54, 49-57, 2017.
- COWIN, S. C.; DOTY, S. B. **Tissue mechanics**. Springer Science & Business Media, 2007.
- FEITOSA, Vera Lúcia C.; VIDAL, Benedicto C.; PIMENTEL, Edson R. Optical anisotropy of a pig tendon under compression. **Journal of anatomy**, v. 200, n. 1, p. 105-111, 2002.
- JUNQUEIRA, L.C.U.; CARNEIRO, J.; ABRAHAMSOHN, P.A.; ZORN, T.M.T.; SANTOS, M.F. d. **Histologia básica: texto e atlas**, 2004.
- LAKE, Spencer P. et al. Tensile properties and fiber alignment of human supraspinatus tendon in the transverse direction demonstrate inhomogeneity, nonlinearity, and regional isotropy. **Journal of biomechanics**, v. 43, n. 4, p. 727-732, 2010.
- LYNCH, H.A., JOHANNESSEN, W., WU, J. P., JAWA, A., ELLIOTT, D. M. Effect of fiber orientation and strain rate on the nonlinear uniaxial tensile material properties of tendon. **Journal Biomech. Eng.** 125(5), 726–731, 2003.
- PAN, B.; QIAN, K.; XIE, H.; ASUNDI, A. Two-dimensional digital image correlation for in-plane displacement and strain measurement: a review, **Measurement science and technology**, vol. 20(6), p. 062001, 2009.
- SZCZESNY, S.E., PELOQUIN, J.M., CORTES, D.H., KADLOWEC, J.A., SOSLOWSKY, L.J., ELLIOTT, D. M., Biaxial tensile testing and constitutive modeling of human supraspinatus tendon. **Journal Biomech. Eng.** 134 (2), 021004, 2012.
- VOGEL, K.G., The effect of compressive loading on proteoglycan turnover in cultured fetal tendon. **Connect Tissue Res.** 34(3),227–237, 1996.
- WILLIAMS, L.N., ELDER, S.H., BOUVARD, J.L., HORSTEMEYER, M. F., The anisotropic compressive mechanical properties of the rabbit patellar tendon. **Biorheology** 45 (5),577–586, 2008.

5. AGRADECIMENTOS

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

6. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

Os autores são os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.