

Abordagem FEMU para investigar a representação de modelos bifásicos aplicados a tecidos biológicos anisotrópicos

Natalia Mühl Castoldi¹, Ana Bárbara Krummenauer Formenton¹, Jakson Manfredini Vassoler¹

¹*Dept. de Eng. Mecânica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul
Porto Alegre, 90050-170, Rio Grande do Sul, Brasil
natalia.castoldi@ufrgs.br, ana.barbara@ufrgs.br, jmvassoler@ufrgs.br*

Resumo. A caracterização mecânica dos tecidos biológicos moles pode ser útil em diversas aplicações, como por exemplo no auxílio de escolha de técnicas de tratamento individualizadas, prevenção de lesões, e no desenvolvimento da engenharia de tecidos. Modelos computacionais têm sido desenvolvidos para atender estes escopos, principalmente na investigação de sistemas biomecânicos complexos. Nestes casos, as ferramentas numéricas devem ser capazes de representar as respostas mecânicas do tecido de interesse com certa acurácia. A maioria dos trabalhos encontrados na literatura geralmente utilizam modelos fenomenológicos apenas considerando a fase sólida, apesar da evidente presença de fluido em seu interior. Neste contexto, modelos bifásicos têm atraído particular atenção pois incorporam efeitos de um fluxo de fluido (fase fluida) dentro de uma matriz porosa sólida (fase sólida), assim como ocorre fisiologicamente nos tecidos biológicos. Nesta abordagem, ainda existem muitas dificuldades associadas a identificação da contribuição de cada fase na resposta mecânica, principalmente quando estes materiais podem estar submetidos a campos de velocidade ou deformação heterogêneos. Portanto, o objetivo do presente trabalho é propor uma metodologia para estudar a capacidade representativa de modelos poro-hiperelásticos em tais condições. Para isto, propõe-se a utilização da técnica FEMU (Finite Element Method Updating) com respostas mecânicas experimentais da fase fluída, por meio do volume de fluido exsudato, e da fase sólida, por meio dos históricos de força e deslocamentos em diferentes modos de compressão. Casos numéricos preliminares são apresentados com a combinação de diferentes modelos constitutivos para as fases sólida e fluida, usando dados experimentais extraídos de literatura. Os resultados preliminares demonstram que a proposta tem potencial para estudos de identificação de parâmetros de modelos poro-hiperelásticos anisotrópicos, utilizando dados experimentais relacionados a contribuição de cada fase do modelo bifásico.

Palavras Chave: Modelos bifásicos, FEMU, Tecidos biológicos, Tendão

1 Introdução

Pesquisas nas áreas de bioengenharia e biomecânica tem despertado um grande interesse da comunidade científica. A caracterização mecânica dos tecidos biológicos moles pode ser útil em diversas aplicações, e por muitas vezes é motivada pela necessidade de uma melhor compreensão da biomecânica destes tecidos, podendo auxiliar no desenvolvimento de áreas como a engenharia de tecidos, na escolha de técnicas de tratamento e na prevenção de lesões.

Tecidos Biológicos, como pele, artérias e tendões, são compostos por uma coleção de células imersas em uma matriz extracelular (Carneiro and Junqueira [1]). A matriz extracelular é constituída principalmente por fibras de colágeno e elastina imersas em uma matriz rica em proteoglicanos, denominada substância fundamental. Os proteoglicanos definem um complexo viscoso altamente hidratado, devido às suas características hidrofílicas (Yanagishita [2]). Destes tecidos, o tendão tem sido usado frequentemente para estudos de tecidos biológicos anisotrópicos por serem mais fáceis de realizar ensaios mecânicos, e possuírem mais dados em literatura. Assim, a sua escolha é conveniente para formar bases para estudos em outros tecidos biológicos.

O tecido tendinoso é composto principalmente por moléculas de água, cerca de 70% de seu peso total (Cowin and Doty [3]). Em consequência da complexa morfologia e hierarquia estrutural observada nos tecidos tendinosos, e devido ao particular arranjo de fibras de colágeno, orientadas preferencialmente de forma unidirecional, observa-se um comportamento mecânico altamente anisotrópico nestes tecidos (Cowin and Doty [3]). O carregamento biomecânico observado *in vivo* em tendões é predominantemente na direção axial às fibras de colágeno. Dessa

forma, ensaios de tração nessa direção são comumente utilizados a fim de avaliar a resposta mecânica destes tecidos (Cowin and Doty [3]). 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 [4], Feitosa et al. [5]).

Devido a sua complexa estrutura interna, as ferramentas numéricas muitas vezes tem dificuldade em representar adequadamente as respostas mecânicas observadas experimentalmente. A maioria dos modelos constitutivos presentes na literatura para tecidos biológicos levam em consideração somente a parte sólida do tecido, elástica ou viscoelástica, desconsiderando a presença de fluidos e seu movimento relativo. Porém, uma família de modelos bifásicos 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. Os modelos bifásicos foram originalmente desenvolvidos para problemas de mecânica dos solos (Biot [6, 7]), considerando um fluido escoando em um meio poroso. Estes modelos foram então aplicados a problemas de biomecânica para o modelamento de tecidos hidratados (Mow et al. [8], Spilker and Suh [9]), considerando o tecido composto por duas fases, a matriz sólida e o fluido intersticial. Segundo esse modelo, o comportamento dissipativo se dá devido ao acoplamento de *momentum* difusivo entre a fase sólida porosa e a fase fluida. Desta forma, o escoamento da fase fluida no interior do tecido é uma fonte da viscosidade.

Embora a maioria dos estudos experimentais encontradas na literatura são acerca do comportamento trativo de tendões, as propriedades anisotrópicas de tendões não conseguem ser avaliadas apenas com ensaio de tração, necessitando de experimentos capazes de avaliar o comportamento mecânico em diferentes direções. No trabalho de Böhl et al. [10] foram realizados ensaios de compressão semiconfinadas em corpos de prova de tendões suínos com aplicação de carregamento em diferentes direções, com o objetivo de investigar seu comportamento anisotrópico. Uma dificuldade intrínseca a estes tecidos é que estes são extremamente moles podendo apresentar deformações heterogêneas durante os ensaios mecânicos. Estas deformações podem mascarar a resposta local do material, que necessita de uma estratégia adequada para sua caracterização.

Apesar dos interessantes aspectos numéricos, os modelos bifásicos possuem diversas dificuldades técnicas para sua caracterização experimental, principalmente por ser um modelo multifásico e precisar de informações não apenas da fase sólida, mas também da fase relativa ao fluido. Em vista disso, o objetivo deste trabalho é propor uma metodologia para investigar o uso de formulação bifásica no comportamento mecânico de tecidos biológicos anisotrópicos, através da técnica FEMU (Finite Element Method Updating), considerando respostas mecânicas experimentais da fase sólida, por meio dos históricos de força e deslocamento longitudinais, e da fase fluida, por meio do volume de fluido exsudato. Neste estudo preliminar emprega-se uma teoria bifásica já existente em softwares comerciais de elementos finitos em apenas uma combinação de ensaios experimentais disponíveis na literatura.

2 Modelo Poro-hiperelástico

O modelo utilizado nesse trabalho considera o material bifásico, onde a matriz sólida é incompressível e o fluido intersticial é incompressível e invíscido, enquanto o tecido como um todo é compressível através da exsudação de fluido. Este modelo é caracterizado por representar o meio bifásico de uma forma homogênea, não havendo distinção entre as duas fases, e definindo a mistura como um meio contínuo. A mistura também é definida como saturada, ou seja, a soma das frações volumétricas é unitária.

O modelo bifásico é regido por duas equações governantes. A equação de equilíbrio do sistema sólido e fluido é definida pelo balanço de momento linear

$$\operatorname{div}(\boldsymbol{\sigma}) = \operatorname{div}(\boldsymbol{\sigma}^s - p\mathbf{I}) = 0 \quad (1)$$

onde a tensão total $\boldsymbol{\sigma}$ é definida pela soma da tensão no sólido $\boldsymbol{\sigma}^s$ e da tensão relativa ao fluido, que é considerada inteiramente hidrostática, em termos da pressão do fluido p . Com as hipóteses de uma mistura completamente saturada, e da incompressibilidade dos constituintes, a equação da conservação de massa é dada por

$$\operatorname{div}(\mathbf{v}^s + \mathbf{w}) = 0 \quad (2)$$

onde \mathbf{v}^s é a velocidade do fluido, \mathbf{w} é velocidade relativa do fluido em relação ao sólido.

Dado o comportamento anisotrópico não-linear observado experimentalmente em tendões, a modelagem do comportamento constitutivo do meio sólido é realizada através do modelo hiperelástico anisotrópico proposto por Gasser et al. [11]. A energia de deformação (Ψ) é definida como $\Psi(\bar{\mathbf{C}}, \mathbf{A}) = \Psi_m(\bar{\mathbf{C}}) + \Psi_f(\bar{\mathbf{C}}, \mathbf{A})$, onde Ψ_m e Ψ_f são as energias de deformação relativa a matriz e as fibras, respectivamente. Os argumentos da equação apresentada são a parte isocórica do tensor deformação de Cauchy-Green a direita $\bar{\mathbf{C}} = J^{-\frac{2}{3}}\mathbf{C}$, onde

J é o Jacobiano, e o tensor estrutural $\mathbf{A} = \mathbf{a}_0 \otimes \mathbf{a}_0$, onde \mathbf{a}_0 é um vetor representando as direções das fibras na configuração de referência. A componente relativa à matriz é considerada isotrópica e definida pelo modelo Neo-Hookeano

$$\Psi_m = C_{10} (\bar{I}_1 - 3) + \frac{1}{D} \left(\frac{J^2 - 1}{2} - \ln J \right) \quad (3)$$

onde $C_{10} = 2G$, onde G representa o módulo de cisalhamento, $D = \frac{2}{K}$, onde K representa o módulo volumétrico e \bar{I}_1 o primeiro invariante de $\bar{\mathbf{C}}$. O comportamento relativo as fibras, é dado pela energia de deformação Ψ_f que ativa a rigidez na direção das fibras sob tração.

$$\Psi_f = \frac{k_1}{2k_2} \exp \left[k_2 (\alpha (\bar{I}_1 - 3) + (1 - 3\alpha) (\bar{I}_4 - 1)) \right] - 1 \quad (4)$$

onde k_1 e k_2 são parâmetros materiais relativos à fibra, α um parâmetro que representa o nível de dispersão nas direções das fibras e \bar{I}_4 é o quarto invariante de $\bar{\mathbf{C}}$ definido como $\bar{I}_4 = \bar{\mathbf{C}} : \mathbf{A}_1$. Neste estudo não será considerada dispersão de fibra, sendo então $\alpha = 0$.

Além disso, torna-se necessária a definição de uma equação para o fluxo do meio fluido. Neste caso, utiliza-se a clássica equação de Darcy, eq. (5). A qual relaciona a velocidade relativa do fluido com o gradiente de pressão, através de um tensor de permeabilidade \mathbf{k} .

$$\mathbf{w} = -\mathbf{k} \nabla p \quad (5)$$

Essa permeabilidade é um tensor positivo definido, no entanto, neste trabalho a permeabilidade é considerada isotrópica, e definida como um parâmetro material constante, da forma $\mathbf{k} = k\mathbf{I}$. Com esta escolha, a anisotropia esperada do fluxo de fluido vem do equilíbrio com a anisotropia devido a fase sólida.

Estes modelos foram escolhidos pois já encontram-se implementados em elementos bifásicos de softwares comerciais de elementos finitos. Com a definição destes modelos, para caracterização do comportamento constitutivo, torna-se necessária a obtenção de um conjunto de seis parâmetros materiais $[C_{10}, D, k_1, k_2, k]$.

3 Ensaio de compressão semi-confinada

Considerando o 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. [12]). Com isso, ensaios de compressão semi-confinada foram executados por Böl et al. [10] em corpos de prova cúbicos de 4 mm em tendões suínos. Os corpos de prova estudados foram colocados entre duas placas paralelas e submetidos à compressão na direção vertical X_3 , podendo deformar livremente longitudinalmente X_1 . As placas paralelas restringem a deformação na direção X_2 . Os ensaios foram conduzidos em três modos de compressão diferentes, permitindo que as fibras fossem solicitadas em compressão (modo I), tração (modo II) e comprimento constante (modo III), conforme Fig. 1 (a).

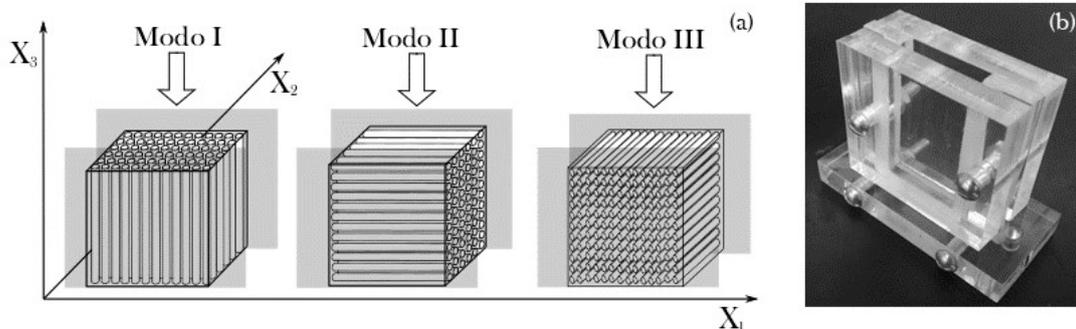


Figura 1. (a) Ilustração idealizada de ensaios de compressão semi-confinados (adaptada de Carniel and Fancellò [13]) (b) Dispositivo em acrílico para ensaio semi-confinado

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

Uma vez que a hipótese de base da formulação bifásica assume a matriz sólida incompressível e o fluido incompressível, a compressão volumétrica que o tecido é submetido corresponde ao volume de fluido exsudado. Assim, a mudança volumétrica, que pode ser medida experimentalmente, pode ser usada como informação em uma estratégia de identificação de parâmetros. Um dispositivo com placas de acrílico, como apresentado na Fig.1 (b), permite a medição do histórico de deslocamentos transversais (X_1), para cada ensaio de compressão semi-confinada e, conseqüentemente, seus históricos de deformação volumétrica.

4 Metodologia

Neste trabalho propõe-se o uso da técnica FEMU para obter os parâmetros necessários para caracterizar o modelo bifásico. Para isto, são construídos quatro modelos mecânicos, sendo um para tração e três para compressão semi-confinada. Devido a possibilidade de deformações heterogêneas estes modelos são construídos em um código de elementos finitos. Os modelos de tração e compressão semi-confinadas usam hipótese de simetria radial e elementos tridimensional quadrangulares, com 20 nós e graus de liberdade de deslocamento e pressão, quadrático e linear, respectivamente.

Nesta abordagem minimiza-se a diferença entre os dados experimentais e os dados numéricos de um modelo FEM, como descrito pelo esquema apresentado em Fig. 2. Os dados de deslocamentos da direção vertical (X_3), impostos pela máquina de ensaio, são usados como condições de contorno nos quatro problemas, individualmente. As respostas de forças e deslocamentos transversais (X_1), obtidas numericamente e experimentalmente, são então comparadas por um algoritmo de otimização, que busca os parâmetros materiais de interesse $\mathbf{p} = [C_{10}, D, k_1, k_2, k]$.

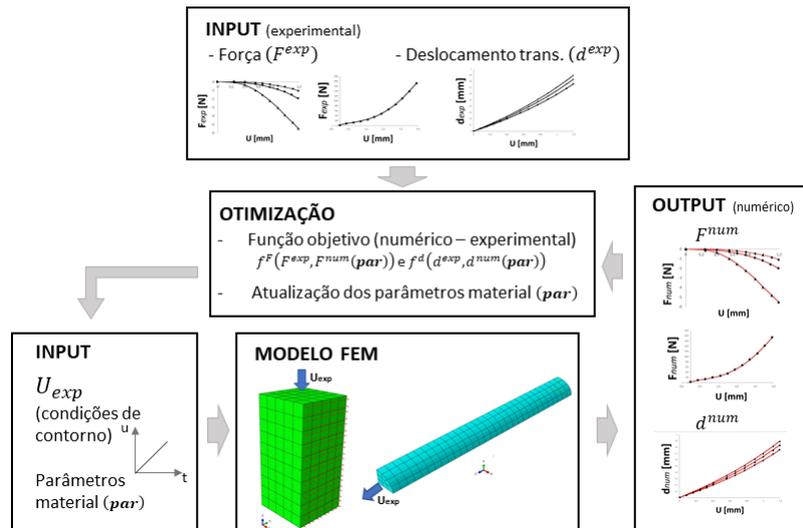


Figura 2. Esquema metodologia FEMU implementada

Para o processo de otimização constrói-se funções objetivos baseadas na minimização de diferenças quadráticas para os dados de força resultante, f^F , e para os dados de deslocamento transversal, f^d ,

$$f^F(\mathbf{p}) = \sum_{j=1}^N \left(\sum_{i=1}^n \left(\frac{num F_i^j(\mathbf{p}) - exp F_i^j}{max(num F_i^j)} \right)^2 \right) \quad (6)$$

$$f^d(\mathbf{p}) = \sum_{j=1}^{N_{sc}} \left(\sum_{i=1}^n \left(\frac{num d_i^j(\mathbf{p}) - exp d_i^j}{max(num d_i^j)} \right)^2 \right) \quad (7)$$

onde os sobrescritos $num(\cdot)$ e $exp(\cdot)$ representam, respectivamente os dados numéricos e experimentais. F_i e d_i são, respectivamente, o i -ésimo valor de força e deslocamento transversal do histórico de tempo. n é o número de valores utilizados do histórico de dados numéricos e experimentais. N é o número total de ensaios utilizados, sendo seu valor máximo igual a 4, correspondendo aos três possíveis ensaios de compressão semi-confinados e um ensaio de tração. N_{sc} é o número de ensaios semi-confinados, sendo seu valor máximo igual a 3.

Em razão da existência de mais de uma função objetivo, diferentes abordagens podem ser utilizadas para a resolução do problema. Para isto, foi implementado uma resolução por métodos de otimização multiobjetivo,

permitindo a obtenção de superfícies de Pareto, e uma abordagem de escalarização da função objetivo, sendo possível a atribuição de pesos para cada uma das funções. Diferentes algoritmos de otimização podem ser utilizados para a obtenção dos parâmetros materiais, tanto na abordagem multiobjetivo como na abordagem escalarizada.

5 Caso de Estudo Preliminar

Sendo que o projeto experimental ainda está em desenvolvimento, neste estudo apresenta-se uma investigação preliminar, com dados obtidos de literatura, utilizando apenas dados de ensaios de compressão semi-confinada. Essa escolha foi feita devido a dificuldade de encontrar dados de tração e compressão semi-confinadas em um único trabalho. Também não foram encontrados dados com históricos de deformação transversal ou volumétrico associados a estes fenômenos, o que aumenta a importância da realização de estudos do gênero. Além disto, deve-se notar que o uso de dados de diferentes trabalhos implica em tecido biológicos e metodologia experimentais diferentes, resultando em comportamentos mecânicos distintos, dificultando a obtenção de um só conjunto de parâmetros ótimo para caracterização do material.

Os dados experimentais utilizado neste trabalho foram obtidos por Bøl et al. [10], que realizou os três ensaios de compressão confinada em tendões. Os modelos numéricos foram construídos com $1/4$ de simetria de um corpo de prova cúbico com dimensão de 4 mm, conforme as dimensões do trabalho original. Além das condições de contorno devido à simetria, foi imposto um deslocamento nulo nas faces relativas ao confinamento do corpo de prova, e uma pressão nula na face não confinada, permitindo a entrada e saída de fluxo de fluido. Um deslocamento prescrito de compressão foi aplicado na face superior do sólido à uma taxa de deformação constante de $\dot{\epsilon} = 0.5\%s^{-1}$ de até 30% de deformação.

Estratégias de identificação de parâmetros Visto que existem três curvas de força, que podem ter comportamentos numéricos inconsistentes com os experimentais segundo os modelos de material definidos, uma estratégia de otimização é necessária para desacoplar efeitos mecânicos. Em Carniel and Fancello [13] propõe-se usar apenas alguns modos de compressão para encontrar um conjunto de parâmetros devido sua contribuição no modelo. Esta estratégia é estudada aqui neste trabalho, porém para modelos constitutivos diferentes. Primeiramente, propõe-se otimizar apenas os parâmetros relativos ao comportamento mecânico da matriz, ou seja, C_{10} , D , e k , com os dados experimentais do Modo I e Modo III. Segundo o modelo hiperelástico utilizado, que considera o alongamento da fibra através da parcela desviadora de deformação, por exemplo, não será ativada a componente relativa ao comportamento das fibras do material se houver redução de volume. Em uma segunda etapa, propõe-se apenas a otimização dos parâmetros relativos as fibras do material, ou seja, os parâmetros k_1 e k_2 , nos casos em que as fibras estão numericamente alongando.¹

Assim, considerando os dados experimentais apenas do modo I, e procurando apenas os parâmetros relativos à matriz sólida e a permeabilidade, encontrou-se não unicidade do problema. Dois conjuntos distintos de parâmetros resultam em mínimos locais para a função objetivo proposta, como pode ser observado na Tab. 1. Para obtenção destes dois conjuntos de parâmetros, foram usando diferentes estratégias de otimização, com uso de algoritmos evolutivos (métodos globais) e algoritmos baseados em gradiente (método local). A resposta de força para os dois conjuntos de parâmetros é apresentada na Fig. 3, mostrando resultados idênticos, mas que não conseguem uma boa representação do dado experimental. Ainda pode-se destacar a dificuldade encontrada pelos modelos constitutivos escolhidos em caracterizar o comportamento mecânico do tecido tendinoso sob compressão, principalmente no início da deformação. Esse fato pode estar relacionado a fenômenos presentes no tecido que não estão incorporados no modelo, como efeitos dissipativos associados à viscosidade intrínseca do meio sólido.

Destas respostas pode-se inferir que os modelos numéricos utilizados não são capazes nem mesmo de representar de forma acurada a resposta da matriz separadamente, necessitando de outros modelos constitutivos. Além disto, deve-se notar que parâmetros de rigidez volumétrica D e permeabilidade k , apresentam mudança significativa para os dois ajustes, caso 1 e caso 2, indicando um acoplamento no comportamento mecânico do material, podendo ser necessário dados experimentais relacionados com a respostas do fluido. Como descrito nas hipóteses da teoria de porohiperelasticidade, a componente compressível é relativa principalmente ao movimento do fluido, considerando que as duas fases distintas são consideradas intrinsecamente incompressíveis. No mais, o compor-

¹Observação: Existem divergências na literatura quanto a este fenômeno. Os dados de compressão no Modo II obtidos por Bøl et al. [10], apresentam uma tensão positiva na direção das fibras de aproximadamente 20% em função a uma baixa tensão compressiva. Como discutido por Carniel and Fancello [13], essa porcentagem de deformação é muito elevada em comparação ao observado em outros testes de tração em tendões em literatura, que apresentam uma tensão resultante de no mínimo 14MPa para uma porcentagem de deformação de menos de 6% (Csapo et al. [14], Thorpe et al. [15], Vergari et al. [16]). Devido a esta diferença, não é claro se o alongamento observado experimentalmente no Modo II pode ser atribuído somente as fibras. por isto, Carniel and Fancello [13] obtém os parâmetros relativos as fibras a partir de dados experimentais de ensaios de tração de dados experimentais de tendão diferente dos ensaiados por Bøl et al. [10].

tamento do fluido também é regido pela equação do fluxo, dada em termos de permeabilidade k , indicando que ambos os parâmetros estão relacionados com a parte fluida do modelo bifásico.

A partir de uma revisão da literatura (Khayyeri et al. [17], Chung and Mansour [18]), observou-se que comumente apenas dados de força são utilizados para a caracterização de modelos bifásicos, o que possibilita encontrar diferentes conjuntos ótimos de parâmetros, também com mais de uma solução, caso houver tal acoplamento. Dessa forma, enfatiza-se a necessidade de incluir outros dados experimentais ao problema de otimização, como por exemplo dados específicos para a caracterização desse acoplamento. Devido a relação dos parâmetros com a parte compressível do problema, julga-se necessário dados experimentais capazes de medir a evolução da perda de fluido durante a deformação, ou mesmo a variação de volume, usando por exemplo técnicas ópticas, como a proposta deste trabalho.

Tabela 1. Parâmetros constitutivos relativos as curvas apresentadas na Fig. 3

	C_{10} [MPa]	D [MPa]	k [$mm^4 N^{-1} s^{-1}$]	f^F
Caso 1	0.023781	10.57516	1e-3	0.083572
Caso 2	0.023619	0.204875	0.078777	0.082946

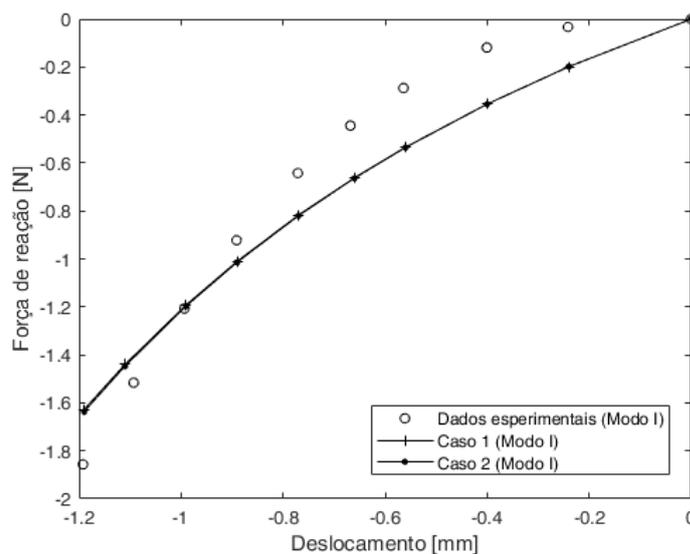


Figura 3. Comparação entre os resultados numéricos e experimentais obtidos com a metodologia FEMU para o modo I dos testes de compressão semi-confinada realizados por Böl et al. [10]

6 Conclusões

Neste trabalho foi proposta uma metodologia FEMU para identificação de parâmetros materiais de modelos bifásicos, sendo utilizado o método de elementos finitos para estudar os dados de deformações heterogêneas. Além disso, avaliou-se a sensibilidade à resposta do meio fluido, visto que a metodologia empregada é capaz de incluir dados de deformação transversal, os quais podem indiretamente representar a variação de volume do material. Essa variação representa o volume expulso do tecido nos ensaios de compressão semi-confinada.

Através dos resultados preliminares demonstrou-se a existência de não unicidade do problema, o qual resultou em distintos conjuntos ótimos de parâmetros, destacando um acoplamento do comportamento relativo à permeabilidade e a rigidez volumétrica. Esse acoplamento destaca a necessidade de dados experimentais específicos para a caracterização da fase fluida em modelos bifásicos, além dos dados experimentais de força. Ademais, foi possível constatar uma necessidade da evolução de modelos relativos à fase sólida, para que possam incorporar outros fenômenos presentes no tecido, os quais não estão presentes no modelo estudado. Tais efeitos podem ser associados à viscosidade intrínseca do meio sólido, ou mesmo efeitos relativos a uma resposta das fibras sob compressão.

Como proposta de trabalho futuro pretende-se realizar ensaios experimentais para obtenção de informações relativas à cinemática do fluido em tecidos tendinosos, que ainda não foram exploradas na literatura, e dados de deformação transversal, com o auxílio de técnicas de correlação óptica. Tais dados, somados aos dados usuais de força, serão aplicados à abordagem FEMU apresentada neste trabalho. Uma vez que não existe uma abordagem consolidada, este trabalho poderá trazer uma perspectiva diferenciada, e provavelmente simplificada, na tratativa numérico-experimental considerando modelos bifásicos.

Agradecimentos. Os autores agradecem à “Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - CAPES” e ao “Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico - CNPq” pelo apoio financeiro a esta pesquisa.

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

Referências

- [1] Carneiro, J. & Junqueira, L., 2004. *Histologia básica: texto e atlas*.
- [2] Yanagishita, M., 1993. Function of proteoglycans in the extracellular matrix. *Pathology International*, vol. 43, n. 6, pp. 283–293.
- [3] Cowin, S. C. & Doty, S. B., 2007. *Tissue mechanics*. Springer Science & Business Media.
- [4] Vogel, K. G., 1996. The effect of compressive loading on proteoglycan turnover in cultured fetal tendon. *Connective tissue research*, vol. 34, n. 3, pp. 227–237.
- [5] Feitosa, V. L. C., Vidal, B. C., & Pimentel, E. R., 2002. Optical anisotropy of a pig tendon under compression. *Journal of anatomy*, vol. 200, n. 1, pp. 105–111.
- [6] Biot, M. A., 1941. General theory of three-dimensional consolidation. *Journal of applied physics*, vol. 12, n. 2, pp. 155–164.
- [7] Biot, M. A., 1955. Theory of elasticity and consolidation for a porous anisotropic solid. *Journal of applied physics*, vol. 26, n. 2, pp. 182–185.
- [8] Mow, V. C., Kuei, S., 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. 73–84.
- [9] Spilker, R. & Suh, J.-K., 1990. Formulation and evaluation of a finite element model for the biphasic model of hydrated soft tissues. *Computers & Structures*, vol. 35, n. 4, pp. 425–439.
- [10] Böl, M., Ehret, A. E., Leichsenring, K., & Ernst, M., 2015. Tissue-scale anisotropy and compressibility of tendon in semi-confined compression tests. *Journal of Biomechanics*, vol. 48, n. 6, pp. 1092–1098.
- [11] Gasser, T. C., Ogden, R. W., & Holzapfel, G. A., 2006. Hyperelastic modelling of arterial layers with distributed collagen fibre orientations. *Journal of the royal society interface*, vol. 3, n. 6, pp. 15–35.
- [12] Böl, M., Ehret, A. E., Leichsenring, K., Weichert, C., & Kruse, R., 2014. On the anisotropy of skeletal muscle tissue under compression. *Acta biomaterialia*, vol. 10, n. 7, pp. 3225–3234.
- [13] Carniel, T. A. & Fancello, E. A., 2017. A transversely isotropic coupled hyperelastic model for the mechanical behavior of tendons. *Journal of Biomechanics*, vol. 54, pp. 49–57.
- [14] Csapo, R., Maganaris, C., Seynnes, O., & Narici, M., 2010. On muscle, tendon and high heels. *Journal of Experimental Biology*, vol. 213, n. 15, pp. 2582–2588.
- [15] Thorpe, C. T., Udeze, C. P., Birch, H. L., Clegg, P. D., & Screen, H. R., 2012. Specialization of tendon mechanical properties results from interfascicular differences. *Journal of the Royal Society Interface*, vol. 9, n. 76, pp. 3108–3117.
- [16] Vergari, C., Pourcelot, P., Holden, L., Ravary-Plumioën, B., Gerard, G., Laugier, P., Mitton, D., & Crevier-Denoix, N., 2011. True stress and poisson’s ratio of tendons during loading. *Journal of biomechanics*, vol. 44, n. 4, pp. 719–724.
- [17] Khayyeri, H., Longo, G., Gustafsson, A., & Isaksson, H., 2016. Comparison of structural anisotropic soft tissue models for simulating achilles tendon tensile behaviour. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, vol. 61, pp. 431–443.
- [18] Chung, C.-Y. & Mansour, J. M., 2015. Determination of poroelastic properties of cartilage using constrained optimization coupled with finite element analysis. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, vol. 42, pp. 10–18.