

## ANÁLISE EXPERIMENTAL DE PAREDES ARTERIAIS

Ana Bárbara Krummenauer Formenton, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, [ana.barbara@ufrgs.br](mailto:ana.barbara@ufrgs.br)  
Jakson Manfredini Vassoler, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, [vassoler@mecanica.ufrgs.br](mailto:vassoler@mecanica.ufrgs.br)  
Pierre Galvagni Silveira, Lab. Eng. Biomecânica/ HU Universidade Federal de Santa Catarina, [r.roesler@ufsc.br](mailto:r.roesler@ufsc.br)  
Carlos Rodrigo de Mello Roesler, Lab. Eng. Biomecânica/ HU - Universidade Federal de Santa Catarina, [r.roesler@ufsc.br](mailto:r.roesler@ufsc.br)

**Resumo.** A simulação numérica do comportamento mecânico de paredes arteriais permite uma melhor compreensão da interação entre tecido biológico e endopróteses (*stent*) utilizadas em tratamentos de aneurismas ou arterosclerose, auxiliando na seleção do modelo ou no projeto da estrutura da endoprótese mais adequada para uma dada indicação clínica. A realização de simulações numéricas realísticas do comportamento mecânico de tecidos biológicos requer a obtenção de dados experimentais deste comportamento e o emprego de um procedimento de identificação de parâmetros do modelo. Diferentemente dos materiais usados comumente em engenharia, a aquisição de dados experimentais de tecidos biológicos representa um grande desafio. Existem dificuldades associadas a etapas anteriores ao ensaio, como na obtenção da amostra, no controle de temperatura e de umidade durante o armazenamento, assim como durante o ensaio mecânico, como dificuldades na fixação da amostra e na medição de deformações. O presente trabalho apresenta a realização de ensaios mecânicos uniaxiais realizados em artérias de suíno em duas direções (circunferencial e longitudinal) com duas taxas de velocidades de deformação visando a identificação de parâmetros de modelos comumente usados na representação mecânica desta classe de tecido biológico.

**Palavras chave:** paredes arteriais, testes uniaxiais, identificação de parâmetros.

### 1. INTRODUÇÃO

Artérias são vasos sanguíneos e conduzem sangue a partir do coração para todas as partes do corpo, levando nutrientes e oxigênio (Junqueira, 2004). Podem ser divididas em elásticas e musculares, onde seus principais constituintes são as fibras de colágeno e as fibras de elastina, que junto com outros componentes, são organizadas em camadas, e devem proporcionar resistência mecânica para suportar as pressões internas do vaso.

As artérias estão sujeitas a várias patologias, onde as principais são a aterosclerose e o aneurisma. Estas patologias geralmente podem ser tratadas com a utilização de endopróteses vasculares, também conhecidas como *stents*, que são inseridos através de intervenções cirúrgicas. O *stent* consiste de uma malha tubular metálica ou polimérica, podendo ser ou não revestida com um tecido. Apesar da ampla utilização dos *stents*, eventos adversos podem ocorrer, necessitando de novas cirurgias para sua correção. A má escolha das características geométricas deste dispositivo ou a interação não prevista com o meio que o cerca, como por exemplo, do *stent* com a parede arterial, pode levar a complicações. Dentre os possíveis problemas pode-se citar: vazamentos, deslocamento do dispositivo (migração), ruptura do implante, ou danificação do tecido da parede arterial (Blum *et al.*, 2001, Jacobs *et al.*, 2003, Li *et al.*, 2006, Corbett *et al.*, 2008, Bock *et al.*, 2012, Morris *et al.*, 2013).

Uma melhor compreensão da interação entre a parede arterial e endopróteses pode auxiliar no projeto da estrutura tubular ou na escolha do modelo de *stent* mais adequado para uma dada indicação clínica, bem como no aprimoramento da técnica cirúrgica de posicionamento (Holzapfel e Gasser, 2007 e Bock *et al.*, 2012). Em vista disto, faz-se necessário conhecer o comportamento mecânico da parede arterial, para então representá-lo de forma adequada matematicamente. Devido a sua composição, as artérias apresentam um comportamento mecânico anisotrópico e fortemente não linear, podendo apresentar danificação mecânica das fibras quando carregamentos acima da região fisiológica de deformação são impostos, como acontece em alguns tratamentos clínicos. Para o entendimento da interação *stent*/parede arterial é necessário obter primeiramente dados experimentais que possam posteriormente ser utilizados em modelos matemáticos capazes de representar o comportamento deste tecido.

Existem várias dificuldades relacionadas a obtenção de dados para identificação de parâmetros dos modelos de representação do comportamento mecânicos de tecidos biológicos. A definição do procedimento envolvendo a retirada da amostra, controle de temperatura e de umidade no armazenamento e manuseio dos corpos de prova e o tempo para cada etapa devem ser adequados para não modificarem as propriedades mecânicas observadas *in vivo* (Holzapfel e Ogden, 2009). Também existem problemas relacionados com o procedimento de teste, como a dificuldade na fixação da amostra para a aplicação do carregamento e a realização de medições de deformação, sendo comum observar o escorregamento da amostra devido a sua umidade e rigidez. A dificuldade na caracterização experimental pode se tornar ainda maior considerando o fato que as propriedades mecânicas destes tecidos podem mudar para diferentes indivíduos ou mesmo no mesmo indivíduo, dependendo da região na qual a artéria é retirada.

Devido às inúmeras possibilidades de procedimentos, não existe na literatura uma metodologia experimental consolidada. Neste sentido, o presente trabalho objetiva estudar e propor uma metodologia experimental que seja capaz de obter dados úteis para uma identificação de parâmetros de modelo anisotrópico viscoelástico comumente utilizado para paredes arteriais. A proposta desta metodologia visa minimizar problemas envolvidos na obtenção do comportamento mecânico devido a características próprias deste tecido biológico.

## 2. PAREDES ARTERIAIS

O comportamento mecânico e as dificuldades relacionadas com o seu ensaio de paredes arteriais são diretamente ligadas a sua estrutura interna. Assim, é importante conhecer sua organização e composição a fim de correlacionar com o seu comportamento mecânico experimental. Segundo Junqueira (2004), os vasos sanguíneos de um modo geral são compostos de três camadas ou túnicas: a túnica íntima (camada mais interna do vaso), a túnica média (camada do meio) e a adventícia (camada mais externa). As artérias são classificadas de acordo com sua estrutura e tamanho, geralmente são divididas em elásticas, musculares e arteríolas (Waite e Fine, 2007, Junqueira, 2004). As artérias elásticas, que incluem a aorta, possuem maior diâmetro e maior número de fibras elásticas, sendo estas localizadas perto do coração. Artérias musculares possuem diâmetro médio. Arteríolas são as artérias de menor diâmetro e possuem poucas camadas de tecido muscular liso e quase nenhum tecido conjuntivo. As artérias são divididas em três camadas e possuem lâminas elásticas entre essas camadas. Dependendo da classificação da artéria, as características de cada camada podem mudar (Junqueira, 2004). Em indivíduos jovens e saudáveis a íntima é muito fina e tem uma insignificante contribuição mecânica na parede arterial (Holzapfel *et al.*, 2000). A contribuição da íntima pode se tornar significativa com a idade (ex: aparecimento de aterosclerose) (Holzapfel *et al.*, 2000). A camada média proporciona a maior parte da resistência mecânica necessária para manter a integridade estrutural (Peterson e Bronzino, 2008 e Holzapfel *et al.*, 2000). Além de cada componente do tecido influenciar nas propriedades mecânicas, a localização da artéria no corpo também modifica suas propriedades, entretanto as características mecânicas gerais exibidas pela parede arterial são as mesmas (Holzapfel *et al.*, 2000). De fato, devido a sua organização interna, as paredes arteriais podem ser caracterizadas de diferentes formas, podem ser separadas em camadas, onde cada uma é caracterizada separadamente e podem apresentar diferentes comportamentos mecânicos.

O comportamento mecânico de paredes arteriais pode ser caracterizado através de testes experimentais adequados, sendo que estes podem ser *in vivo* ou *in vitro* (Holzapfel *et al.*, 2000). O comportamento de paredes arteriais envolve diversos fenômenos mecânicos, que por sua vez podem mudar devido a características fisiológicas. Nos testes *in vivo* pode-se observar o comportamento real de uma artéria, que está sob influência de muitos fatores, sendo exemplos a pulsação e os hormônios. Masson *et al.*, 2008, e Masson *et al.*, 2011, são exemplos de autores que utilizaram métodos não invasivos para realizar seus estudos *in vivo*. Porém, estes testes são de difícil concepção quando se deseja utilizar seus resultados para caracterizar um modelo constitutivo. Os testes *in vitro*, mais utilizados na caracterização de tecidos biológicos, são simples do ponto de vista experimental e tentam simular as condições ambientais e de carregamento fisiológico (ou excedê-las), podendo caracterizar totalmente a artéria através da imposição de condições de contorno específicas (Holzapfel *et al.*, 2000). Dentro das possibilidades para a realização de testes *in vitro* estão os testes uniaxiais, que podem ser vistos nos trabalhos de Zhang e Arola (2004) e Stemper *et al.* (2005), testes de inflação pura em Bader (1967) e testes multiaxiais (extensão-inflação) encontrados em trabalhos como o de Kasyanov *et al.* (2003), Sommer *et al.* (2010), e Kim e Baek (2011). A escolha dos testes a serem realizados está diretamente ligada ao modelo de material selecionado para representar o comportamento mecânico do tecido, uma vez que cada modelo requer informações específicas para funcionar. Por exemplo, modelos anisotrópicos necessitam de estudos com comportamento mecânico em diferentes direções. Efeitos viscosos, por sua vez, necessitam protocolos que permitam estudar a relação da resposta mecânica com o tempo, tais como ensaios de fluência, relaxação, cíclicos ou mesmo com diferentes velocidades de excitação.

Em vista dos diferentes fatores apresentados, que podem influenciar diretamente na resposta do tecido, um protocolo adequado deve ser seguido. Mesmo a execução de ensaios mecânicos *in vitro* nestes materiais não é uma tarefa trivial. Estes estão sujeitos a dificuldades não presentes na maioria dos ensaios de materiais usados em engenharia, como por exemplo, na obtenção das amostras (uniformidade geométrica e material homogêneo), no armazenamento (umidade, temperatura, tempo para degradação), na fixação para ensaio (fenômeno de escorregamento), na medição de deformações (material muito flexível e úmido), entre outros. Para tentar contornar estes problemas, diferentes tipos de garras e métodos de fixação e medição podem ser utilizados.

## 3. METODOLOGIA EXPERIMENTAL

No presente estudo testes monotônicos de tração uniaxial em duas direções (axial e circunferencial) e duas velocidades (1mm/min e 5mm/min) foram realizados, assim como ensaios cíclicos na direção axial e circunferencial com velocidade de 1 mm/min. Estes ensaios foram escolhidos para tentar capturar o comportamento anisotrópico do tecido. Uma vez que paredes arteriais são normalmente modeladas numericamente como uma única camada, neste

trabalho é assumida uma distribuição homogênea ao longo da espessura e comprimento do tecido biológico. Portanto, a resposta mecânica de interesse é obtida para a artéria intacta, ou seja, sem separar suas camadas.

A artéria escolhida para os ensaios experimentais foi uma aorta suína (raça Landrace). Esta possuía uma mudança sensível em suas características geométricas, apresentando mudanças significativas na espessura ao longo da parede arterial. Para lidar com esta dificuldade, optou-se por usar nos ensaios, amostras (corpos de prova) obtidas de regiões da artéria que apresentavam características similares entre si. Assim, não foi possível obter muitos corpos de prova para verificar a repetitividade dos resultados, ou seja, para este trabalho foi utilizado apenas um corpo de prova para cada caso estudado. O procedimento experimental adotado foi definido com base em trabalhos encontrados na literatura (Holzapfel *et al.*, 2000, Stemper *et al.*, 2005, Zemanek *et al.*, 2009, Holzapfel e Ogden, 2009, Sommer *et al.*, 2010, Beenakker *et al.*, 2012).

Depois da realização de testes pilotos para a identificação de dificuldades, chegou-se a um procedimento final. A artéria foi retirada e ficou armazenada em um freezer em temperatura de 1,8 °C por um dia. Momentos antes da realização dos testes a aorta foi colocada em solução salina em temperatura ambiente ( $\approx 24^{\circ}\text{C}$ ). Os cortes na aorta foram realizados com um bisturi e após selecionar partes da artéria que não possuíam ramificações (descontinuidades). As amostras finais apresentavam comprimento de 25 mm e uma largura de 5 mm. A espessura foi medida através de um sistema óptico, sendo que para cada amostra esta medição foi realizada em três locais diferentes ao longo do comprimento. A espessura média pode ser vista na Tab. (1). A fixação das amostras foi efetuada através de garras desenvolvidas especialmente para este ensaio. Além disto, para a realização do ensaio, foi usado um pré-condicionamento aplicando uma pré-carga de 0,5N (Zemanek *et al.*, 2009).

Tabela 1. Espessura média (e desvio padrão) das amostras nos ensaios monotônicos e cíclicos.

Ensaio realizado	Espessura (média)
Ensaio monotônico longitudinal 1mm/min	$2,1 \pm 0,22$ mm
Ensaio monotônico circunferencial 1mm/min	$1,73 \pm 0,11$ mm
Ensaio monotônico longitudinal 5mm/min	$1,68 \pm 0,04$ mm
Ensaio monotônico circunferencial 5mm/min	$1,453 \pm 0,34$ mm
Ensaio cíclico longitudinal 1mm/min	$2,106 \pm 0,09$ mm
Ensaio cíclico circunferencial 1mm/min	$1,41 \pm 0,17$ mm

#### 4. RESULTADOS

Seguindo a metodologia apresentada foram obtidos os gráficos força-deslocamento para 1 mm/min e 5 mm/min, para as direções longitudinais e circunferenciais nos ensaios monotônicos. Foi obtido também um gráfico força-deslocamento com velocidade de 1mm/min para a direção longitudinal e transversal nos ensaios cíclicos.

As amostras foram carregadas até o rompimento ou escorregamento completo (Fig. 2(b)). Os dados até o escorregamento/ruptura dos ensaios uniaxiais monotônicos são apresentados na Fig. (1) e dos ensaios cíclicos são apresentados na Fig. (2(a)). Nos ensaios cíclicos o deslocamento foi constante, sendo o controle de picos realizado através da força.

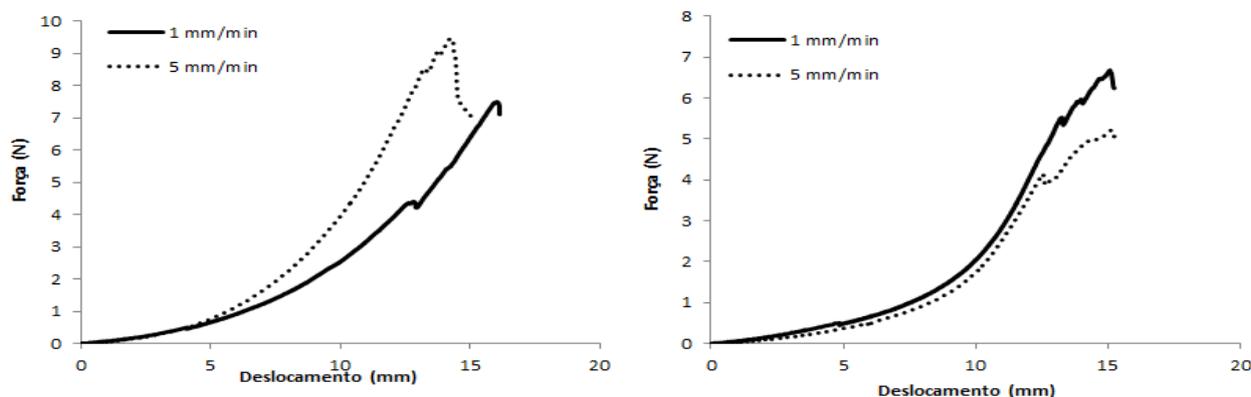


Figura 1. Ensaios monotônicos direção circunferencial (esquerda) e longitudinal (direita).

Deve-se observar que os ensaios monotônicos e cíclicos foram realizados até cargas muito elevadas, onde foi possível observar um fenômeno similar ao de dano mecânico. Neste caso as curvas se assemelham muito ao efeito de Mullins (Holzapfel, 2000) observado em algumas borrachas (Fig. 2(a)). Assim, presume-se que tenha ultrapassado a região de deformação fisiológica.

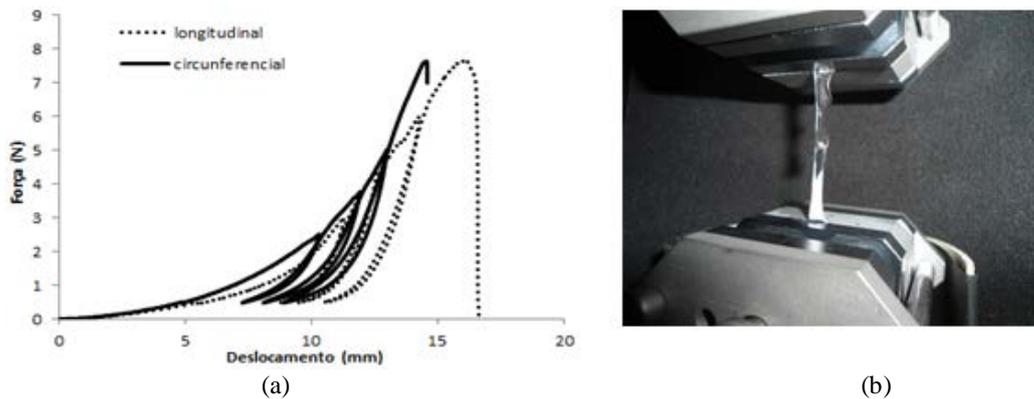


Figura 2. (a) Ensaios cíclicos; (b) Ensaio experimental.

Para realizar a caracterização do tecido arterial é necessário obter gráficos de tensão-deformação uniaxiais utilizando procedimento análogo ao utilizado com outros materiais. Vale ressaltar que normalmente as medidas de interesse no procedimento de identificação de parâmetros são relacionadas a geometria atual. Como em tecidos biológicos é comum que existam escorregamentos suaves, técnicas de medição óptica geralmente são utilizadas, como é o caso da correlação de imagens digitais (DIC), que pode ser vista em maior detalhe em Pan *et al.* (2009). Esta também pode ser utilizada para obter as dimensões atuais da geometria da amostra durante o ensaio.

## 5. CONCLUSÕES

Através da pesquisa foi possível identificar diferentes métodos utilizados para representar o comportamento de artérias. Uma vez que não existe uma metodologia consolidada, foram reproduzidas as indicações que se julgaram mais adequadas para obtenção e manutenção das amostras, a fim de se realizar testes *in vitro*.

Os testes de tração uniaxiais foram escolhidos conforme o observado na literatura e devido a disponibilidade de equipamentos.

Com o procedimento experimental adotado foi possível obter informações para grandes deformações da parede arterial. Os ensaios uniaxiais monotônicos, assim como os ensaios cíclicos, forneceram informações importantes para um procedimento de identificação de parâmetros de modelos constitutivos. Nos testes cíclicos foi possível obter dados que indicam a presença de efeitos significativos de dano no tecido. Porém, deve-se ressaltar que neste trabalho o foco principal se encontrava na metodologia, portanto são necessários mais dados experimentais para caracterizar o tecido biológico.

Após a obtenção destes dados experimentais é necessário empregá-los em um modelo constitutivo que represente adequadamente a resposta do material, observando que o modelo capaz de representar o comportamento cíclico do material possui uma complexidade muito maior.

## 6. REFERÊNCIAS

- Bader, H., 1967, "Dependence of Wall Stress in the Human Thoracic Aorta on Age and Pressure", *Circulation Research*, Vol. XX.
- Beenakker, J.M., Ashcroft, B.A., Lindeman, J.H.N., Oosterkamp, T.H., 2012, "Mechanical Properties of the Extracellular Matrix of the Aorta Studied by Enzymatic Treatments. *Biophysical Journal*, 8:1731-1737.
- Blum, U., Hauer, M., Pfammatter, T., Voshage, G., 2001, "Percutaneous Endoprosthesis for Treatment of Aortic Aneurysms", *World Journal of Surgery*, Vol. 25, No. 3.
- Bock, S., Iannaccone, I., Santis, G., Beule, M., Mortier, P., Verheghe, B., Segers, P., 2012, "Our capricious vessels: The influence of stent design and vessel geometry on the mechanics of intracranial aneurysm stent deployment", *Journal of Biomechanics*, 45:1353-1359.
- Corbett, T.J., Callanan, A., Morris, L.G., Doyle, B.J., Grace, P.A., Kavanagh, E.G., McGloughlin, T.M., 2008, "A Review of the In Vivo and In Vitro Biomechanical Behavior and Performance of Postoperative Abdominal Aortic Aneurysms and Implanted Stent-Grafts", *Journal of Endovascular Therapy*, 15:4668-484.
- Holzappel, G.A., 2000, "Nonlinear Solid Mechanics. A Continuum Approach for Engineering", John Wiley & Sons, LTDA, Inglaterra.
- Holzappel, G.A., Gasser, T.C., Ogden, R.W., 2000, "A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models", *Journal of Elasticity*, 61:1-48.
- Holzappel, G.A., Gasser, T.C., 2007, "Computational stress-deformation analysis of arterial walls including high-pressure response", *International Journal of Cardiology*, 116:78-85.
- Holzappel, G.A., Ogden, R.W., editors, 2009, "Biomechanical Modelling at Molecular, Cellular and Tissue Levels", Springer Wien New York.

Humphrey, J.D. e Yin, F.C.P., 1989, “Constitutive Relations and Finite Deformations of Passive Cardiac Tissue II: Stress Analysis in the Left Ventricle”, *Circulation Research*, 65:805-817.

Jacobs, T.S., Won, J., Gravereaux, E.C., Faries, P.L., Morrissey, N., Teodorescu, V.J., Hollier, L.H., Marin, M.L., 2003, “Mechanical failure of prosthetic human implants: A 10-year experience with aortic stent graft devices”, *Journal of Vascular Surgery*, 37:16-26.

Junqueira, L.C. e Carneiro, J., 2004, “Histologia Básica”, Guanabara Koogan S.A.

Kasyanov, V., Ozolanta, I., Purinya, B., Ozols, A., Kancevich, V., 2003, “Compliance of a biocomposite vascular tissue in longitudinal and circumferential directions as a basis for creating artificial substitutes”, *Mechanics of Composite Materials*, Vol. 39, No. 4.

Kim, J., Baek, S., 2011, “Circumferential variations of mechanical behavior of the porcine thoracic aorta during the inflation test”, *Journal of Biomechanics*, 44:1941-1947.

Li, Z., Kleinstreuer, C., 2006, “Analysis of biomechanical factors affecting stent-graft migration in an abdominal aortic aneurysm model”, *Journal of Biomechanics*, 39:2264-2273.

Masson, I., Boutouyrie, P., Laurent, S., Humphrey, J.D., Zidi M., 2008, “Characterization of arterial wall mechanical behavior and stresses from human clinical data”, *Journal of Biomechanics*, 41:2618-2627.

Masson, I., Beaussier, H., Boutouyrie, P., Laurent, S., Humphrey, J.D., Zidi, M., 2011, “Carotid artery mechanical properties and stresses quantified using in vivo data from normotensive and hypertensive humans”, *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 10:867-882.

Morris, L., Stefanov, F., McGloughlin, T., 2013, “Stent graft performance in the treatment of abdominal aortic aneurysms: The influence of compliance and geometry”, *Journal of Biomechanics*, 46:383-395.

Pan, B., Qian, K., Xie, H., Asundi, A., 2009, “Two-dimensional digital image correlation for in-plane displacement and strain measurement: a review”, *Measurement science and technology*, 20, 062001, pp. 17.

Peterson, D.R. e Bronzino, J.D., 2008, “Biomechanics”, Taylor & Francis Group.

Sellaro, T.L., Hildebrand, D., Lu, Q., Vyavahare, N., Scott, M., Sacks, M.S., 2006, “Effects of collagen fiber orientation on the response of biologically derived soft tissue biomaterials to cyclic loading”, *Journal of Biomedical Materials*, 80A:194-205.

Sommer, G., Regitnig, P., Költringer, L., Holzapfel, G.A., 2010, “Biaxial mechanical properties of intact and layer-dissected human carotid arteries at physiological and suprphysiological loadings”, *American Journal of Physiology Heart and Circulatory Physiology*, 298:H898-H912.

Stemper, B.D., Yoganandan, N., Pintar, F.A., 2005, “Methodology to study intimal failure mechanics in human internal carotid arteries”, *Journal of Biomechanics*, 38:2491-2496.

Vaishnav, R.N., Young, J.T., Janicki, J.S. e Patel, D.J., 1972, “Nonlinear anisotropic elastic properties of the canine aorta”, *Biophysical Journal*, Vol. 12.

Vito, R.P., 1973, “A note on arterial elasticity”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 6, pp. 561-564.

Waite, L., and Fine, J., 2007, “Applied Biofluid Mechanics”, McGraw-Hill.

Zemánek, M., Bursa, J., Deták, M., 2009, “Biaxial tension tests with soft tissues of arterial wall”, *Journal of Engineering Mechanics*, Vol. 16, No. 1, p. 3-11.

Zhang, D., Arola, D.D., 2004, “Applications of digital image correlation to biological tissues”, *Journal of Biomedical Optics*, 9:691-699.

## 7. AGRADECIMENTOS

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

## 8. ABSTRACT

Numerical simulations of arterial walls mechanical behavior allows better understanding of the interaction between biological tissue and endoprosthesis (stents) used in aneurysms or atherosclerosis treatment, helping to choose the correct structure or designing an appropriate one for a given clinical indication. Developing consistent numerical simulations of biological tissues requires experimental data obtainment and a model's parameters identification procedure. These materials have different mechanical characteristics when compared to the commonly used in engineering, so the experimental data acquisition is a major challenge. There are difficulties associated with previous stages to the test as to obtain the sample and to control its temperature and humidity during storage, as well as in the mechanical test itself, such as the setting of the sample gripping or the strain measurements. This paper presents uniaxial mechanical tests in pig arteries in two directions (circumferential and longitudinal) with two strain rates, to identify the model's parameters commonly used in mechanical representation of biological tissues.

## 9. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

O(s) autor(es) é (são) os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.