

ANALISE DE DEFORMAÇÕES TEÓRICO – EXPERIMENTAL EM MODELOS DE FÍSTULA ARTERIOVENOSA ARTIFICIAL

Jonhattan Ferreira Rangel, Universidade Federal do Rio Grande do Norte, jfrangel@ufrn.edu.br
Willyam Brito de Almeida Santos, Universidade Federal do Rio Grande do Norte, willyambas@gmail.com
Kleiber Lima de Bessa, Universidade Federal do Rio Grande do Norte, klbessa@cti.ufrn.br

Resumo. A fístula arteriovenosa (FAV) é reconhecida como o melhor acesso para o tratamento de hemodiálise, porém devido ao seu uso contínuo, alguns problemas podem vir a inutilizá-la. O presente trabalho reconstruiu uma fístula arteriovenosa de um paciente real, e através de ensaios analisou-se as deformações da mesma relacionando-as as advindas de modelos teóricos. Inicialmente fez-se a reconstrução da imagem médica, executou-se a impressão 3D da fístula e em seguida a confecção do molde bipartido. Com o molde, deu-se início o processo de fabricação das fístulas sólidas em parafina e posteriormente, por meio de pintura, fabricou-se as fístulas em silicone que foram ensaiadas. Para uma faixa de pressão variando de 20~120 mmHg obtive-se deformações para distintas seções da FAV, sendo no menor pseudoaneurisma variando de 0.005914~0.048793, no maior 0.013889~0.042115 e na artéria 0.008683~0.056439. Os valores obtidos possuem uma disparidade em comparação aos dos modelos matemáticos. Procura-se em projetos futuros melhorar a superfície e manter uma espessura de parede constante, além de analisar por extensometria ótica procurando diminuir os erros e aproximar ao máximo os resultados experimentais dos teóricos, melhorando assim a metodologia desenvolvida.

Palavras chave: Fístula arteriovenosa, tensão versus deformação, vasos sanguíneos artificiais.

1. INTRODUÇÃO

Nos últimos anos tem havido um aumento significativo no número de pacientes portadores de insuficiência renal crônica realizando tratamento de hemodiálise (Amorim *et al.*, 2013; Noubiap, 2015; Pippias, 2015; Frankel, 2006).

A fístula arteriovenosa é considerada por alguns autores como sendo o melhor acesso vascular para tratamento de hemodiálise (Krzanowski *et al.*, 2011; Briones *et al.*, 2010; Akoh, 2009). Entretanto, cerca de 60% das fístulas não chegam ao estágio ideal para a sua utilização (Dember, 2011; Lok *et al.*, 2005).

Devido ao escoamento na fístula arteriovenosa ocorre um aumento do fluxo sanguíneo nos vasos que a compõem, resultando em novas solicitações em suas paredes, podendo vir a causar danos patológicos ao paciente. A tensão de cisalhamento que atua sobre células endoteliais regula sua proliferação, expressão gênica, composição lipídica e seu metabolismo (Johnson, 2011; Chien, 2007).

A estimulação celular, associada ao funcionamento fisiológico é importante na manutenção da homeostase vascular, porém a alta pressão que ocorre com a hipertensão expõe as células a cargas mecânicas excessivas que pode levar a consequências patológicas (Jufri *et al.*, 2015; Kaunas *et al.*, 2005).

A elasticidade das artérias foi estudada e correlacionada com a maturação das fístulas arteriovenosas (Paulson, 2014; Sorace *et al.*, 2012; Sorace *et al.*, 2011).

Fez-se durante o trabalho a análise das deformações sofridas por modelos de fístulas arteriovenosas artificiais experimentalmente e os comparou a modelos matemáticos propostos na literatura. Procurou-se uma relação das propriedades geométricas da FAV, do material e dos carregamentos nela impostos.

2. METODOLOGIA

O presente trabalho teve como objetivo analisar a deformação mecânica sofrida por uma fístula arteriovenosa artificial construída a partir de dados de um paciente real realizando tratamento de hemodiálise. Compararam-se os resultados experimentais com resultados obtidos de modelos teóricos a fim de desenvolver uma melhor metodologia para análise das deformações em vasos sanguíneos artificiais, desenvolvidas em acessos vasculares.

2.1 Aquisição e processamento dos dados

Os dados foram obtidos de um paciente portador de fístula arteriovenosa por meio de tomografia computadorizada (TC) através do Hospital Universitário Onofre Lopes (HUOL – UFRN). A partir da TC fez-se a reconstrução tridimensional com o auxílio do software InVesalius (CTI – Campinas).

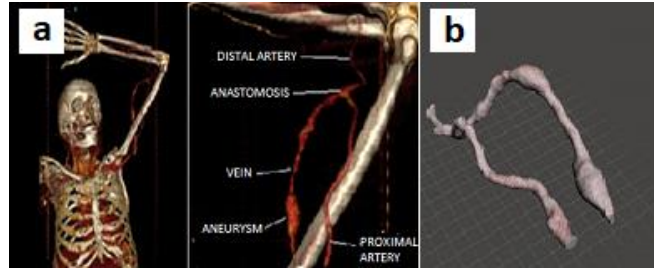


Figura 1. (a) Reconstrução da FAV; (b) Geração do modelo virtual.

Após a geração do modelo virtual executou-se o tratamento da superfície gerada para as próximas etapas do projeto. Essas inconformidades na superfície da malha ocorreram devido à diminuição do número de seções da TC utilizadas para a reconstrução estrutural. A superfície foi tratada com o software Meshmixer (São Rafael, CA, EUA).

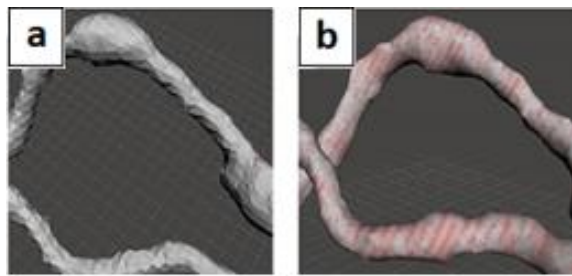


Figura 2. (a) Malha virtual não tratada; (b) Malha tratada.

2.2 Modelagem Matemática

Devido às condições de fluxo (escoamento, pressão, tensão de cisalhamento entre outras) deformações longitudinais e circunferenciais se desenvolvem sobre as paredes dos vasos sanguíneos, sendo essas deformações equilibradas por forças desenvolvidas internamente nas paredes dos vasos.

Sendo T a força equivalente às deformações circunferenciais e F_r equivalente às deformações longitudinais, tem-se:

$$T = p_i \cdot r_i \quad (1)$$

$$F_R = F_T + p_i \cdot \pi \cdot r_i \quad (2)$$

Onde, p_i é a pressão desenvolvida internamente durante o escoamento sanguíneo, r_i o raio interno da seção do vaso sanguíneo e F_T como sendo a força resistiva desenvolvida nas extremidades dos vasos. Analisando o vaso sanguíneo como sendo um tubo cilíndrico e aplicando a lei de Laplace teremos as seguintes equações para a tensão:

$$\sigma_{\theta\theta} = \frac{p_i \cdot r_i}{h} \quad (3)$$

$$\sigma_{zz} = \frac{F_T}{\pi \cdot h \cdot (r_e - r_i)} + \frac{p_i \cdot r_i}{2 \cdot h} \quad (4)$$

Sendo r_e o raio externo e h a espessura da parede do vaso, ambos em metros.

Considerando que as deformações ocorrem na região elástica, podemos adotar a seguinte equação:

$$\sigma = E \cdot \varepsilon \quad (5)$$

Relacionando as equações (5) e (3) obtivemos a seguinte relação para a espessura da parede do vaso artificial:

$$h_{\text{silicone}} = \frac{E_{\text{vessel}}}{E_{\text{silicone}}} \cdot h_{\text{vessel}} \quad (6)$$

Os valores médios utilizados para o módulo de elasticidade e a espessura da parede do vaso real foram $E_{\text{vaso real}} = 138,4 \text{ kPa}$ e $h_{\text{vaso real}} = 228 \text{ } \mu\text{m}$ ($n = 75$ pacientes) (Sorace *et al.*, 2012).

2.3 Construção da Fístula Arteriovenosa

Após a limpeza e correção da geometria, executou-se a impressão 3D da FAV. O espaçamento entre filetes escolhido foi de 0,1 mm e executou-se a limpeza da superfície com acetona, melhorando a qualidade superficial ao máximo.

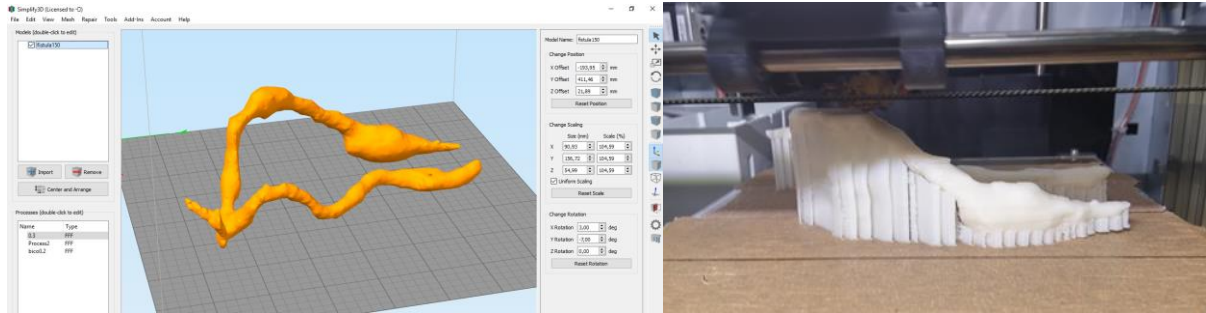


Figura 3. Impressão 3D: Primeira FAV

Após a impressão da fístula fabricou-se os moldes bipartidos de material elastômero, facilitando o desmolde das fístulas em parafina, como pode ser visto na Figura 4:

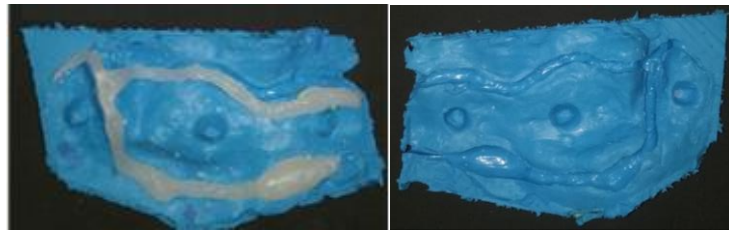


Figura 4. Molde bipartido – Fabricação das fístulas em parafina

Após a fabricação das fístulas em parafina fabricou-se as fístulas artificiais por meio de pintura, onde camadas de silicone foram depositadas sobre a superfície dos modelos em parafina procurando manter uma espessura de parede constante em todas as regiões da fístula, garantindo assim a homogeneidade estrutural do vaso. Depois de pintar e verificar a espessura, as fístulas passaram por um processo de cura e a parafina foi removida, deixando apenas a FAV em silicone.

2.4 Modelos teóricos

Utilizou-se três diferentes métodos para o cálculo das deformações teóricas sofridas pelos vasos, essas foram: Solução Lamé (vasos de pressão de paredes grossas), solução para vasos de pressão de paredes finas e o método proposto por Fung (1993) que se assemelha muito ao de paredes finas. Observe abaixo o método de solução proposto por Lamé (vasos de pressão de paredes grossas):

$$\bar{\sigma}_{\theta\theta} = \frac{\left(\frac{b^2}{r^2} + 1\right)}{\left(\frac{b^2}{a^2} - 1\right)} \cdot p_i + \frac{\left(\frac{b^2}{a^2} + \frac{b^2}{r^2}\right)}{\left(\frac{b^2}{a^2} - 1\right)} \cdot p_o \quad (7)$$

Sendo b a distância do centro do vaso a superfície exterior, a a distância do centro a superfície interna e r o raio médio ou a distância do centro para o ponto onde se deseja encontrar a tensão. A condição para uso dessa análise é $D/h < 10$. Também se analisou os valores teóricos pelo método utilizado em vasos de paredes finas, que se assemelha muito ao método demonstrado por Fung (1993), como pode ser visto na equação (8).

$$\bar{\sigma}_{\theta\theta} = \frac{p_i \cdot r_i}{h} \quad (8)$$

2.5 Metodologia Experimental

A coleta das deformações foi feita no Laboratório de Metrologia (Núcleo Tecnológico - UFRN). A fistula em silicone foi conectada a um módulo de calibração e cargas de pressões foram aplicadas (20~100 mmHg) através de uma seringa e as deformações foram medidas com o auxílio de um paquímetro, observe o esquema:

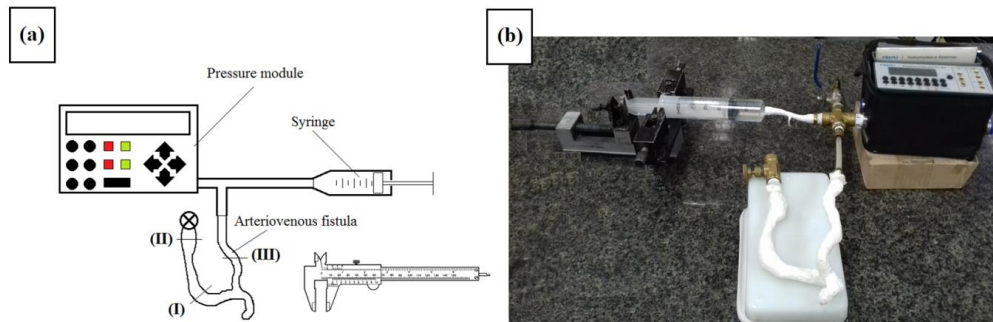


Figura 5: (a) Desenho esquemático (b) Bancada experimental

As seções selecionadas para análise da foram as seguintes: menor pseudoaneurisma (I), maior pseudoaneurisma (II) e na artéria (III), essas seções foram escolhidas porque esperamos que as maiores deformações estejam presentes nelas, tanto matematica quanto fisiologicamente.

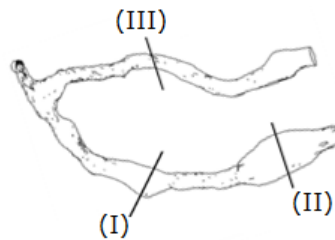


Figura 6: Seções em análise

3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Determinou-se a espessura do vaso sanguíneo artificial a partir dos dados médios de Sorace *et al.* 2012, considerando o sistema de vasos sanguíneos isentrópicos e com pequenas deformações, aplicando na equação (6), obtivemos: $h_{\text{vaso em silicone}} = 4,20736 \mu\text{m}$

Após a limpeza e melhoria da malha, impressão 3D e fabricação do molde, obtivemos a fístula em parafina e posteriormente a fístula em silicone.

O processo de fabricação da fístula escolhido foi por pintura, porém esse método acarretou alguns erros durante sua execução. Devidos a problemas relacionados à viscosidade, geometria e o processo de fabricação ocorreram alguns problemas, como seção irregular e micro furos.

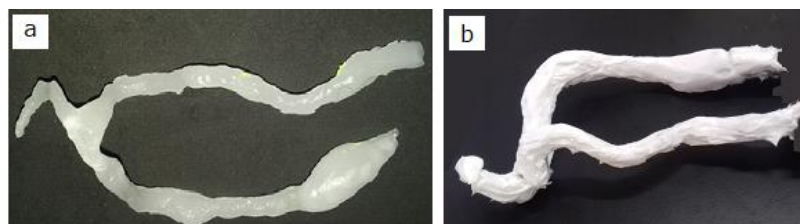


Figura 7: (a) FAV em parafina; (b) FAV em silicone.

A partir dos ensaios obtivemos os seguintes valores para as deformações teóricas e experimentais para as seções escolhidas:

Tabela 1. Comparação entre resultados experimentais e teóricos com base nos métodos de Paredes Grossas, vasos de paredes finas e Fung (1993) para deformação no menor pseudoaneurisma (seção (I)).

Carga de Pressão (mmHg)	Deformação Experimental	Deformação teórica Paredes grossas	Deformação teórica Paredes finas	Deformação teórica (Fung (1993))
20	0.005914243	0.03390584	0.02847551	0.033640186
40	0.010349926	0.035714632	0.029205652	0.034693642
60	0.020206999	0.038224011	0.029935793	0.036025672
80	0.021192706	0.03994829	0.030665934	0.037029617
100	0.0340069	0.042956271	0.031396076	0.038526884

Tabela 2. Comparação entre resultados experimentais e teóricos com base nos métodos de Paredes Grossas, vasos de paredes finas e Fung (1993) para deformação no maior pseudoaneurisma (seção (II)).

Carga de Pressão (mmHg)	Deformação Experimental	Deformação teórica Paredes grossas	Deformação teórica Paredes finas	Deformação teórica (Fung (1993))
20	0.013888889	0.034930656	0.052502009	0.045561909
40	0.015681004	0.036253144	0.053848214	0.046837899
60	0.017921147	0.037629883	0.055194419	0.048146882
80	0.035394265	0.040557722	0.056540625	0.050424136
100	0.042114695	0.042491547	0.05788683	0.052059018

Tabela 3. Comparação entre resultados experimentais e teóricos com base nos métodos de Paredes Grossas, vasos de paredes finas e Fung (1993) para deformação na artéria (seção (III)).

Carga de Pressão (mmHg)	Deformação Experimental	Deformação teórica Paredes grossas	Deformação teórica Paredes finas	Deformação teórica (Fung (1993))
20	0.008683068	0.006116017	0.017019181	0.012244154
40	0.027496382	0.00669566	0.01745557	0.012787479
60	0.034732272	0.007328822	0.01789196	0.013361864
80	0.047033285	0.008190015	0.018328349	0.014109234
100	0.046309696	0.008550296	0.018764738	0.01442462

Para as seções (I), (II) e (III) obtivemos a seguinte média de espessuras e diâmetros, respectivamente: $h_{(I)} = 0,00298$ m, $h_{(II)} = 0,00264$ m, $h_{(III)} = 0,00372$ m, $D_{(I)} = 0,01224$ m, $D_{(II)} = 0,019992794$ m, $D_{(III)} = 0,009132196$ m. Observa-se uma disparidade entre os valores obtidos pelos métodos analíticos e os experimentais. Os três métodos selecionados provêm de uma análise das equações diferenciais de Laplace e possuem aproximações podendo vir a possuir erros superiores a 4% para $D/h < 10$. Outro fator importante foi o método usado para a medição da deformação usando o paquímetro, este instrumento é relativamente preciso, mas não foi ideal para a nosso experimento, já que para o seu manuseio devemos aplicar determinada pressão executando assim a medição, o que pode ter vindo a mascarar os resultados, tendo como base a elasticidade do material, geometria do vaso e pressões aplicadas.

Também devemos considerar na análise dos resultados as propriedades do material o qual os vasos sanguíneos artificiais são constituídos. Observou-se que os valores experimentais coletados inicialmente aproximaram-se dos valores para alguns modelos teóricos. Podemos associar esse fato ao de que o módulo de elasticidade não foi verificado em laboratório, sendo o valor utilizado para as análises matemáticas retirado de Coser (2009), pode-se então crer que as propriedades mecânicas dos silicones em questão possam ser diferentes.

4. CONCLUSÃO

Com base nos resultados, verificou-se uma disparidade entre os valores experimentais e analíticos, possivelmente devido aos problemas anteriormente descritos (equipamento com uma faixa de precisão inadequada, erro devido às aproximações intrínsecas nas equações, geometria não uniforme da seção do vaso, entre outros). Essas divergências podem ser corrigidas com o uso de equipamentos mais precisos e a fabricação de uma FAV com geometria uniforme. Atualmente está sendo desenvolvido um molde bipartido de material rígido procurando a melhoria na geometria da fístula e sua homogeneidade. Será aplicado nessa fístula mais dois métodos de análise de deformação que são por meio de *strain gauge* ótico e o elétrico, procurando diminuir os erros associados à medição evitando interferência direta do fator humano.

Outro fato importante a se enfatizar é a aplicabilidade deste estudo aos protótipos que podem vir a ser utilizados *in vivo*. Embora os valores teóricos e experimentais possam não se aproximar no momento, o trabalho está desenvolvendo

uma metodologia para análise de deformação em vasos não rígidos, que não se restringe ao uso em vasos e dispositivos biomédicos, mas pode ser aplicado também na análise de tubos não rígidos industriais (PVC, polímeros, Borracha e polímeros de alta elasticidade, por exemplo).

Projetos de simulação computacional foram e estão sendo desenvolvidos com base na geometria e condições de escoamento nesta fístula onde, por meio desse trabalho, podemos vir a validá-los experimentalmente. Uma bancada de fluxo foi desenvolvida e está sendo melhorada para a utilização na análise dos vasos sanguíneos artificiais em escoamento pulsátil, aproximando ainda mais das condições reais do corpo humano, onde além da deformação podemos analisar também outros aspectos como pressão, recirculação, tensão de cisalhamento entre outros.

5. REFERÊNCIAS

- AKOH, J.A., Prosthetic arteriovenous grafts for hemodialysis. **The journal of vascular access**, v. 10, nº. 3, pp. 137-147, 2009.
- AMORIM, P., SOUSA, G., VIEIRA, J., SOUSA, L., RIBEIRO, K., SOBRINHO, G., VIEIRA, T., MEIRELES, N., FORTES, A., NEVES, F., ALBINO, P. Complications of vascular access for hemodialysis - Limits, imagination and commitment. **Revista portuguesa de cirurgia cardio-torácica e vascular: orgão oficial da Sociedade Portuguesa de Cirurgia Cardio-Torácica e Vascular**, v. 20, nº. 4, p. 211-219, 2013.
- BRIONES, L., DIAZ MORENO, A., SIERRE, S., LOPEZ, L., LIPSICH, J., ADRAGNA, M. Permanent vascular access survival in children on long-term chronic hemodialysis. **Pediatric nephrology**, v. 25, nº. 9, p. 1731-1738, 2010.
- CHIEN, S. Mechanotransduction and endothelial cells homeostasis: the wisdom of the cell. **American Journal of Physiology. Heart and Circulatory Physiology**, v. 292, nº. 3, p. H1209-H1224, 2007.
- COSER, E. **Caracterização da Borracha de silicone utilizada em Isoladores para Rede Elétrica**. Dissertação em Engenharia – UFRS. Porto Alegre, p. 73, 2009.
- DEMBER, L, M. Fístulas First-But Can They Last?. **Clinical Journal of the American Society of Nephrology**, v. 6, nº. 3, p. 463-464, 2011.
- FRANKEL, A. Temporary access and central venous catheters. **European journal of vascular and endovascular surgery : the official journal of the European Society for Vascular Surgery**, v. 31, nº 4, p.417-422, 2006.
- JOHNSON, B.D., MATHER, K.J., WALLACE, J.P. Mechanotransduction of shear in the endothelium: basic studies and clinical implications. **Vascular Medicine**, v. 16, nº. 5, p. 365-377, 2011.
- JUFRI, N.F., MOHAMEDALI, A., AVOLIO, A., BAKER, M.S. Mechanical stretch: physiological and pathological implications for human vascular endothelial cells. **Vascular cell**, v. 7, nº. 8, p. 1-12, 2015.
- KAUNAS, R., NGUYEN, P., USAMI, S., CHIEN, S. Cooperative effects of Rho and mechanical stretch on stress fiber organization. **Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America**, v. 102, nº. 44, p. 15895-15900, 2005.
- KRZANOWSKI, M., JANDA, K., CHOWANIEC, E., SULOWICZ, W. Hemodialysis vascular access infection and mortality in maintenance hemodialysis patients. **Przegląd lekarski**, v. 68, nº. 12, p. 1157-1161, 2011.
- LOK CE, OLIVER MJ, SU J, BHOLA C, HANNIGAN N, JASSAL SV. Arteriovenous fístula outcomes in the era of the elderly dialysis population. **Kidney Int.**; 67: 2462 – 2469, 2005.
- NOUBIAP, J.J., NAIDOO, J., KENGNE, A.P. Diabetic nephropathy in Africa: a systematic review. **World J Diabetes**, v. 6, p. 759-773, 2015.
- PAULSON, W.D. Does Vascular Elasticity Affect Arteriovenous Fístula Maturation?. **The Open Urology & Nephrology Journal**, v. 7, p. 26-32, 2014.
- PIPIAS, M., STEL, V.S., ABAD DIEZ, J.M., AFENTAKIS, N., HERREROCALVO, J.A., ARIAS, M., *et al.* Renal replacement therapy in Europe: a summary of the 2012 ERA-EDTA Registry Annual Report. **Clin Kidney J**, Vol. 8, pp. 248-261, 2015.
- SORACE, A.G., ROBBIN, M.L., ABTS, C., LOCKHART, M.E., ALLON, M., HOYT, K. Arterial elasticity as a predictor for arteriovenous fístula maturation: preliminary results. **In Proceeding of the IEEE International Ultrasonics Symposium Proceedings** 2011, Orlando, FL, USA. Paper no. 6293571, 2011.
- SORACE, A.G., ROBBIN, M.L., UMPHREY, H., ABTS, C., BERRY, J.L., LOCKHART, M.E., ALLON, M., HOYT, K. "Ultrasound Measurement of Brachial Artery Elasticity Before Hemodialysis Access Placement: A Pilot Study". **Journal of Ultrasound in Medicine: Official Journal of the American Institute of Ultrasound in Medicine**, v. 31, nº 10, p. 1581-1588, 2012.

6. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

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