

ANÁLISE NUMÉRICA DA CLIPAGEM ARTERIAL UTILIZANDO INTERAÇÃO FLUIDO ESTRUTURA ATRAVÉS DO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

Márcio Antonio Bazani, bazani@dem.feis.unesp.br¹
Amarildo Tabone Paschoalini, tabone@dem.feis.unesp.br¹
Alexandre Pacheco de Sousa, Alexandre.pacheco@gmail.com¹

¹UNESP, Avenida Brasil 56, Ilha Solteira CEP:15385000

Resumo: Aneurisma refere-se a dilatação e ou ruptura de vasos sanguíneos por má formação congênita ou doenças adquiridas. Os procedimentos cirúrgicos para aneurismas são baseados em implantes metálicos para oclusão da parte da artéria lesionada. Devido as características do clipe e ao procedimento cirúrgico, é difícil aplicar uma metodologia que assegure que a força aplicada da artéria sobre o clipe seja realmente conhecida. Aqui nós determinamos as forças de cliques em uma parede elástica através do método de elementos finitos para um conjunto de parede de latex. Os resultados numéricos predizem o deslocamento real de uma artéria para situações de aneurisma. Quando nós fizemos a clipagem, foi notado que a força calculada está próxima dos resultados da literatura. Nosso estudo fornece uma base da interação fluido estrutura para modelagem da pressão de cliques em procedimentos cirúrgicos.

Palavras-chave: Bioengenharia, Clipagem arterial, Interação Fluido Estrutura, Modelagem Computacional

1. INTRODUÇÃO

Um problema grave que atinge grande parte da população mundial, incluindo os países em desenvolvimento como o Brasil é as doenças cardiovasculares, como por exemplo, as doenças cérebro vasculares (DCV). Em conjunto, elas representam a principal causa de incapacitação projetada para 2020 [UFRJ]. Uma pesquisa mostra que, até o ano de 2020 o percentual de morte representado pela cardiopatia isquêmica e as doenças cerebro vascular serão de 35% nos países desenvolvidos e de 25% nos países em desenvolvimento. Diante desses fatos, este trabalho propõe um estudo no sistema circulatório arterial, buscando contribuir para a solução de problemas referentes à dilatação e/ou rompimentos de vasos sanguíneos, também conhecidos como aneurismas, que se apresentam através de má formação congênita do vaso ou até mesmo por doenças adquiridas durante a vida. Este estudo dispõe a modelar uma artéria em funcionamento, ou seja, com a passagem do fluxo sanguíneo por ela, e daí fazer uma oclusão desta artéria, aplicando sobre a mesma um grampo cirúrgico, também conhecido com *clip*.

O aneurisma pode ocorrer em qualquer artéria, mas, em grande parte, ele acontece na artéria Aorta. Esta artéria é responsável por levar o sangue a todos os órgãos do corpo humano. O aneurisma origina-se de um enfraquecimento da parede da artéria, ou de uma sobrecarga nesta mesma artéria, ou também pela combinação destes dois resultados. É uma enfermidade silenciosa em que a dor se manifesta quase sempre quando há ruptura ou dissecação por parte da área lesionada.

Em uma pesquisa elaborada na Universidade de Yale (Yale University - USA), constatou-se que na maioria dos casos de aneurisma, ele se desenvolve lentamente, não se mostrando a qualquer diagnóstico. Esta pesquisa revelou que o crescimento desta enfermidade é de aproximadamente 0,12 cm por ano. Deste modo, a Bioengenharia se apresenta como mais uma oportunidade de pesquisa para solucionar problemas graves com o aneurisma, contribuindo assim para uma melhor qualidade de vida.

A história de cirurgias de aneurismas nos mostra a persistência e habilidade dos pesquisadores em detectar e solucionar uma doença letal e secreta que atinge pessoas no mundo inteiro. Com o desenvolvimento dos primeiros cliques em formato de “V” para esse tipo de cirurgia, pensava-se em isolar do aneurisma o fluxo sanguíneo arterial formando um pescoço na artéria, através de uma barreira forte e fina. No entanto, na falta de material adequado para a construção, estes primeiros cliques podiam esmagar o pescoço do aneurisma causando cortes ou até rupturas das artérias. Para superar estas limitações criou-se então um novo tipo de grampos. Este tinha suas pernas cruzadas no formato de um alicate, de tal forma que, quando comprimido, ele se abria e quando solto ele se fechava, facilitando assim sua aplicação. Este dispositivo foi projetado para uso temporário, mas na ausência de alternativas, foi colocado permanentemente em muitos pacientes. Mais adiante se notou que as pernas cruzadas dos grampos podiam agir como tesouras de corte, sendo necessária a separação das pernas para prevenir esta complicação. Suas bordas também foram

arredondadas para evitar o corte das artérias. Outra inovação foi o emprego de molas nos grampos, mas havia uma variação inconstante e seu uso foi desaprovado. Surgiu então o anel que podia ser colocado girando em qualquer direção e alterando sua força final. Este grampo em forma de espiral envolve o vaso sanguíneo para tratar o aneurisma na parede arterial (LOUW et al., 2001). Ele poderia ser usado em situações de emergência, para reconstruir vasos sanguíneos evitando a ruptura parcial da artéria.

Clipes de aneurisma são implantes metálicos que se modificaram e se adaptaram às necessidades impostas pela evolução da neuroradiologia. Existem dois fatores fundamentais quando se analisam cliques para utilização em humanos: as características mecânicas e as propriedades magnéticas do clipe. Estas propriedades físicas têm sido pouco avaliadas, apesar de existirem alguns fabricantes nacionais de cliques, quase não existem trabalhos científicos que tenham realizado esta avaliação. A questão da qualidade dos cliques nacionais de aneurisma foi razão de discussão no Fórum Neurocirúrgico da página da Sociedade Brasileira de Neurocirurgia (SBN) na Internet. Desde então, não houve qualquer alteração ou sugestão para os problemas mencionados naquele fórum de discussão. Devido à ausência de normas nacionais de fabricação e controle de qualidade de cliques de aneurisma, e também devido às características do produto e do ato cirúrgico, tem sido difícil a aplicação de qualquer metodologia que garanta ao neurocirurgião que os cliques utilizados estejam dentro das características técnicas preconizadas pelo fabricante. (MASET, et al., 2002). Diante disso, esse trabalho propõe estudar modelos de predição de possíveis aneurismas cerebrais ou da Aorta abdominal.

Neste trabalho utilizou-se uma ferramenta computacional de engenharia, capaz de modelar um segmento Arterial com suas propriedades e características, simulando numericamente o comportamento deste segmento quando submetido à oclusão do fluxo sanguíneo devido à ruptura de um aneurisma através de grampos apropriados.

2. MODELAGEM MATEMÁTICA

A modelagem matemática do problema baseou-se em dois domínios separados (fluido e estrutura). Todo o equacionamento matemático da geometria (sólida e fluida) em coordenadas cilíndrica (3D), transiente, necessitando de métodos numéricos para a solução do problema. Na interação entre esses dois domínios, foram consideradas as condições de contorno de interface, envolvendo o balanço de forças e velocidades. Foi utilizada para o acoplamento desses domínios, a interação fluido-estrutura em uma abordagem Lagrangeana-Euleriana Arbitraria (ALE – *Arbitrary Lagrangian-Eulerian*), da qual equações que regem esses domínios, são desenvolvidas em um referencial espacial com velocidades arbitrárias através do tempo. Para uma melhor visualização deste modelo, a figura 1 ilustra o domínio sólido (1) discretizado em elementos finitos e o domínio fluido (2), também discretizados, e sofrendo as ações das pressões.

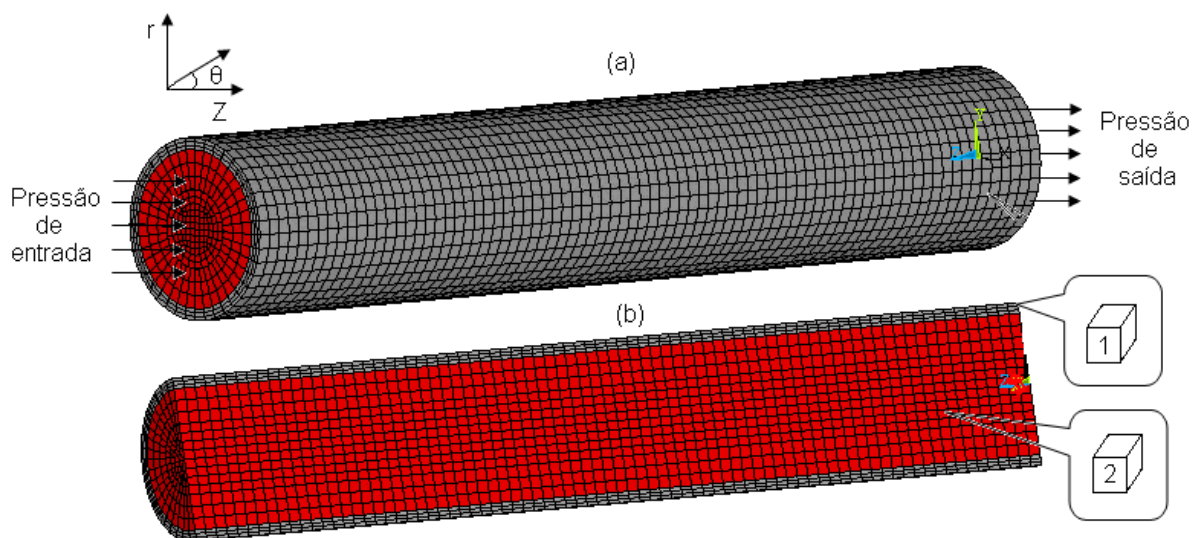


Figura 1. Modelo do problema estudado.

Para estudar o domínio do fluido, foram analisadas as equações governantes: equação da conservação da massa e da quantidade de movimento linear. Apesar de o sangue ser considerado fluido não newtoniano, o fluido usado nas simulações numéricas e experimentais foi água (fluido newtoniano).

A equação de Conservação de massa para escoamento incompressível é:

$$(\nabla \cdot \vec{v}) = 0 \quad (2.1)$$

A equação da conservação da quantidade de movimento é descrita como:

$$\rho \frac{D\vec{v}}{Dt} = \mu \nabla^2 \vec{v} - \nabla p + \rho \vec{g} \quad (2.2)$$

Da qual:

\vec{v} - velocidade do fluido;

P - pressão local;

r - comprimento radial;

μ - viscosidade dinâmica do fluido;

ρ - massa específica do fluido;

t - tempo.

A estrutura é considerada viscoelástica e isotrópica obedecendo à equação clássica de Navier:

$$(\lambda + \mu) \frac{\partial}{\partial r} \left(\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} (ru) \right) + \mu \left(\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(r \frac{\partial u}{\partial r} \right) \right) = 0 \quad (2.3)$$

Na qual λ e μ são chamadas de constantes de Lamé, λ descreve a tensão devido à variação na densidade, enquanto μ representa o módulo de cisalhamento do material.

O módulo de Elasticidade E e o coeficiente de Poisson ν podem ser relacionados com as constantes de Lamé através das seguintes relações:

$$\nu = \frac{\lambda}{2(\lambda + \mu)}, \quad E = \frac{\mu(3\lambda + 2\mu)}{(\lambda + \mu)} \quad (2.4)$$

$$\lambda = \frac{E\nu}{(1+\nu)(1-2\nu)}, \quad \mu = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad (2.5)$$

As condições de contorno que ocorrem na interface entre os dois domínios do fluido e da estrutura são:

$$v_r = \frac{\partial u}{\partial t} \quad (2.6)$$

Na qual v é a velocidade do fluido na direção radial e u é o deslocamento radial da parede arterial

$$\sigma_{rr}^f \cdot n_r = \sigma_{rr}^e \cdot n_r \quad (2.7)$$

Na qual n_r é o vetor unitário normal saindo do plano, σ_{rr}^e é a tensão na parede interna devido à estrutura e σ_{rr}^f é a tensão na parede interna devido aos componentes do fluido.

As condições de contorno nas seções de entrada e de saída de fluido no domínio são do tipo pressão prescrita. A lâmina de fluido em contato com a parede arterial, não apresenta deslocamento na direção longitudinal, portanto sua velocidade nesta direção é nula ($v_z=0$). Na interface, a equação (2.6) descreve a cinemática acoplando velocidade do fluido com deslocamento da artéria, enquanto que a equação (2.7) descreve a terceira lei de Newton. A aorta objeto deste estudo e o clipe apresentam as seguintes características:

Diâmetro interno: 20 mm

Comprimento Arterial: 15 cm

Modulo de elasticidade: 1.5×10^6 Pa

Pressão de Referência: 10356 Pa
Densidade do fluido: 1000 kg/m³
Viscosidade do fluido: 3,5 X10⁻³ Pa s
Largura do grampo: 5 mm

A pressão de referência é um parâmetro necessário para a simulação numérica, neste caso, a pressão utilizada foi a atmosférica.

3. RESULTADOS

Para esta análise, realizaram-se várias simulações, variando alguns parâmetros da malha, analisando os resultados referentes a variação do deslocamento na parede arterial. Quanto maior o refinamento, melhor o resultado obtido.

A malha utilizada foi com 11340 elementos que estabelecia uma convergência nos resultados.

Nesta etapa, grampos com determinada força são aplicados sobre a artéria com a finalidade de ocluir a circulação sanguínea. O grampo deve ter a mesma força que a requerida para a sua função, pois qualquer variação além daquela necessária pode ser desastrosa para o resultado da cirurgia. Se o grampo aplicado, tiver uma força abaixo da requerida, por exemplo, o escoamento não será interrompido e o grampo poderá escapar no decorrer da cirurgia. Se pelo contrário, o grampo tiver uma força muito acima daquela requerida, a artéria poderá ser danificada fisicamente levando o paciente a ter complicações pós-operatórias. A figura 2 apresenta a aplicação de um grampo sobre uma região Arterial.

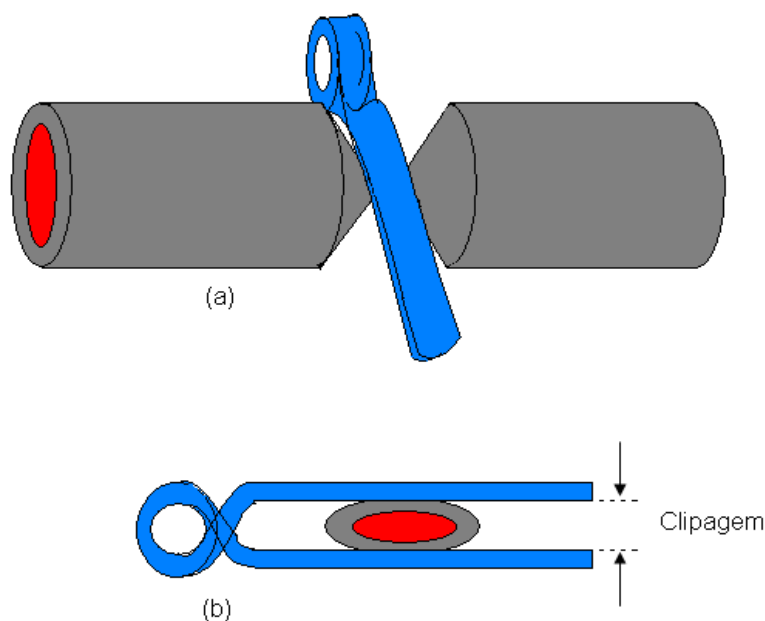


Figura 2. Aplicação do grampo para oclusão arterial.

Para analisar esta aplicação de grampos, foram realizadas várias simulações variando o deslocamento do grampo na direção radial da artéria para analisar o comportamento da artéria, bem como suas reações as forças aplicadas para sua oclusão. A parede arterial sofreu deslocamento devido às tensões geradas pela pressão sanguínea naquele instante de tempo. Nas extremidades, a parede arterial foi fixada, não permitindo deslocamento em qualquer direção.

As pressões adotadas foram:

Pressão sistólica: 7244,14 Pa (54,34 mmHg)

Pressão diastólica: 2155,29 Pa (16,17 mmHg)

Essas pressões são mostradas na Fig. 3, onde as pressões arteriais simuladas no presente trabalho são comparadas com as pressões obtidas no Machado [2010] no centro da artéria, posição em que perfil de velocidades está completamente desenvolvido.

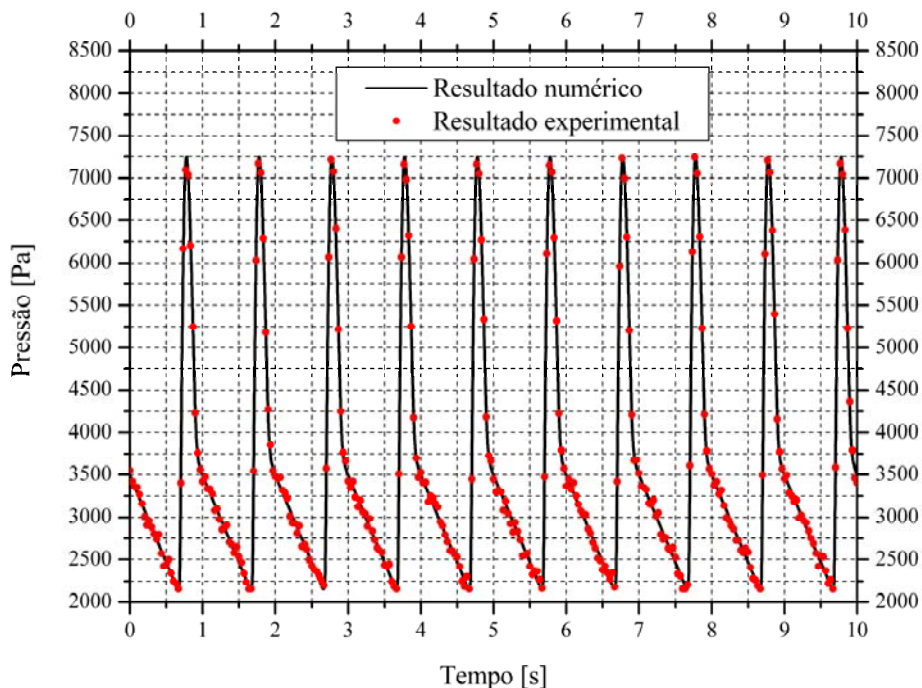


Figura 3. Comparação entre as medidas de pressão experimentais e numéricas.

Mais uma vez, os resultados comparados entre a pressão simulada e a pressão experimental foram satisfatórios. Sendo assim, aplicou-se no modelo numérico um grampo de 10 mm de largura, na região central do segmento. Este grampo aplica na parede arterial uma força capaz de fechar totalmente a passagem do sangue naquele local. Os valores desta clipagem estão dispostos em duas colunas na tabela 3.1, a primeira coluna apresenta o deslocamento radial da haste do grampo, quando o mesmo foi comprimido contra a parede arterial. A segunda coluna apresenta os valores das forças de oclusão referentes aos seus determinados deslocamentos. Quanto mais fechado estiver o grampo, mais comprimida está a Artéria, conseqüentemente maior será o valor desta força.

Tabela 1. Deslocamento e força de clipagem.

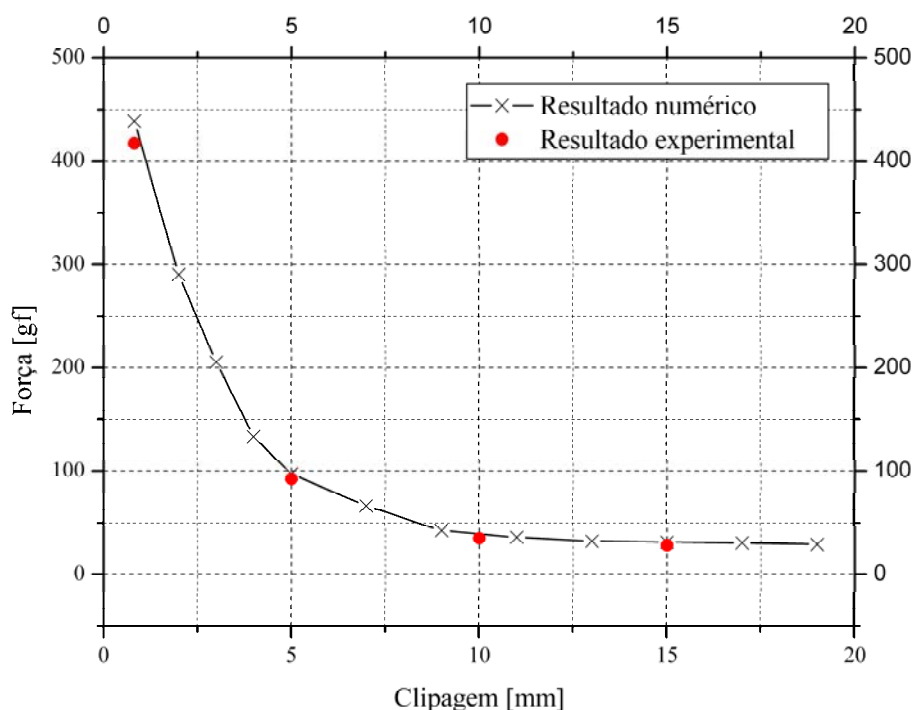
Clipagem [mm]	Força [gf]
19.00	28.68
17.00	30.28
15.00	31.18
13.00	32.08
11.00	35.75
9.00	42.52
7.00	66.12
5.00	97.15
4.00	133.15
3.00	205.62
2.00	290.30
0.82	438.85

Com o objetivo de comparar os resultados obtidos neste trabalho com valores experimentais, a tabela 2 apresenta os resultados de clipagem desenvolvidos por Machado [2010].

Tabela 2. Deslocamento e força de clipagem experimental (Machado [2010]).

Clipagem [mm]	Força [gf]
15.00	28.25
10.00	34.92
5.00	92.15
0.82	417.50

A figura 4 apresenta uma comparação da clipagem simulada numericamente e da clipagem realizada experimentalmente. Os valores se mostraram consistente, tanto para o numérico com para o experimental quando comparadas no mesmo gráfico.

**Figura 4. Comparação entre os resultados numéricos e experimentais na clipagem.**

Observando o comportamento das forças, notou-se um aumento significativo quando se ultrapassa o deslocamento das hastes em 5 mm. Tendo como referência o diâmetro arterial desta simulação com valor aproximado em 20 mm, conclui-se que a partir de um quarto restante a oclusão total, a força necessária foi 4,5 maior. O desvio entre os resultados numéricos e experimentais foi satisfatório, com uma diferença máxima de aproximadamente 4,8% entre elas.

4. CONCLUSÕES

Este trabalho procurou reproduzir o experimento de Machado (2010) cujas pressões variavam entre 54 mmHg e 16 mmHg de modo a observar o comportamento do deslocamento radial da estrutura elástica. Foi verificado que a partir da calibração dos ensaios experimentais foi possível validar o modelo matemático utilizando como ferramenta computacional o software ANSYS. Quando aplicado o clipe para restringir a parede arterial foi observado que o resultado das simulações numéricas estava bem próximo dos resultados obtidos por Machado (2010). Pretende-se em futuros trabalhos validar os resultados numéricos com resultados experimentais para pressões variando entre 120 mmHg e 80 mmHg e além disso, simular situações em que haja hipertensão arterial. Esse tipo de simulação pode ser de extrema valia para cirurgiões vasculares terem subsídios na escolha do clipe adequado no procedimento cirúrgico.

5. REFERÊNCIAS

- Feijó, V. “Modelagem do fluxo sanguíneo na aorta abdominal utilizando interação fluido-estrutura”. 2007. 75 f. *Dissertação* (Mestrado em Engenharia Mecânica), Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira.
- Canic, S., 2002. “Blood flow through compliant vessels after endovascular repair: wall deformations induced by the discontinuous wall properties”, *Computing and Visualization in Science*, Heidelberg, Vol.5, No.4, pp. 147-155.
- Canic, S., 2006. “Blood flow in compliant arteries: an effective viscoelastic reduced model, numerics and experimental validation”, *Annals of Biomedical Engineering*, New York, Vol.34, No.4, pp.575-592.
- Low, D.F., Asfora, W.T., Sutherland, G.R. 2001. “A brief history of aneurysms clips”, *Neurosurg Focus*, Vol.11, No.2, pp. 1-41.
- Wang, J.J., and Parker, K. H., 2004. “Wave propagation in a model of the arterial circulation”, *Journal of Biomechanics*, New York, Vol. 37, No.4, pp. 457-470.
- Ko, T. H., and Kuen, T., 2007. “Numerical investigation on flow fields in partially stenosed artery with complete bypass graft: an in vitro study”, *International Communications in Heat and Mass Transfer*, New York, Vol.34, No.6, pp. 713-727.
- Machado, D.A., 2010. “Construção de um arranjo experimental de simulação do escoamento sanguíneo em artérias”, 2010. *Dissertação* (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira.
- Maset, A.L., Veiga, J.C., Saade, N.,2004, “Uma avaliação sobre a problemática dos cliques de aneurismas no Brasil”, *Jornal Brasileiro de Neurocirurgia*, Vol.15, No.2, pp. 41-52.

6. DIREITOS AUTORAIS

Os autores são os únicos responsáveis pelo conteúdo do material impresso incluído no seu trabalho.

NUMERICAL ANALYSIS OF ARTERIAL CLIPPING USING FLUID STRUCTURE BY FINITE ELEMENTS METHOD

Márcio Antonio Bazani, bazani@dem.feis.unesp.br¹
Amarildo Tabone Paschoalini, tabone@dem.feis.unesp.br¹
Alexandre Pacheco de Sousa, Alexandre.pacheco@gmail.com¹

¹UNESP, Avenida Brasil 56, Ilha Solteira CEP:15385000

Abstract: The Aneurysms refers to dilation and or rupture of blood vessels by congenital malformations or acquired diseases. The surgical procedures for cerebral aneurysms are based on metallic implants for occlusion of part of the injured artery. Due to product characteristics and the surgical procedure, it has been difficult to apply any methodology that ensures force applied from artery to clip is really known. Here we determine the strenght of clips in an elastic wall through the finite element method for a latex wall set. The numerical results predict the actual displacement of an artery for anerysms situations. When we done the clipping it was noted that the calculated force are close to the results of the literature. Our study provides fluid strucuture interaction basis for the modeling of clamping pressure in surgical procedures.

Key words: Bioengineering, *arterial clamping, Fluid Structure Interaction, Computational Modeling*