



## ESTUDO POR ELEMENTOS FINITOS DA INTERAÇÃO FLUIDO-ESTRUTURAL NA ARTÉRIA DA CARÓTIDA DEVIDO AO FLUXO DE SANGUE

Felipe Bertelli<sup>1</sup>; Moisés Meza Pariona<sup>2</sup>; Guilherme Anderson Salem<sup>3</sup>

**RESUMO:** Neste trabalho, o estudo do fluxo sanguíneo e a interação fluido-estrutural entre o sangue e a artéria da carótida foram realizados através da simulação numérica por elementos finitos em 3D. Para isto foi utilizado o software comercial Ansys 11.0. Também, o comportamento não-Newtoniano do fluxo sanguíneo foi considerado, e o modelo *Carreau* representa este fenômeno. A turbulência também foi considerada no fluxo sanguíneo e esse fenômeno obedece ao modelo K- $\epsilon$ . Além disso, o sangue foi considerado com característica incompressível. Como condição de contorno para mecânica de fluidos foi considerado um pulso periódico do sangue gerado por uma sístole do coração. Para o estudo da interação fluido-estrutural entre o o sangue e a artéria como condição de contorno a pressão gerada pelo fluxo sanguíneo foi considerada. Como resultado, a variação da velocidade, pressão energia cinética turbulenta, tensão na artéria e deformação linear na artéria forma mostradas em forma qualitativa e quantitativa. O resultado deste trabalho mostrou-se similar ao encontrado na literatura.

**PALAVRAS-CHAVE:** Artéria; Fluido-estrutural; Não-Newtoniano; Sangue; Simulação numérica.

### 1 INTRODUÇÃO

Um modelo matemático depende do tipo e característica do fenômeno em questão. Na literatura métodos de solução diferentes existem do modelo matemático do fluxo de sangue no sistema circulatório do ser humano, eles normalmente são resolvidos aproximadamente. Estes modelos normalmente são apresentados em forma de equações diferenciais parciais de característica não-linear. De acordo com a literatura, há muitos pesquisadores que estudaram o fluxo de sangue nas artérias, entre eles (Quarteroni et al., 2000), na sua simulação estudam considerando o sangue incompressível e então de característica Newtoniana, eles usaram a equação de Navier-Stokes para resolver o problema. O fluxo de sangue em artérias em 3D foi estudado por vários autores (Bharadvaj et al., 1982; Bharadvaj et al., 1982; Ku e Giddens, 1987) e eles usaram as considerações prévias e a equação prévia. O modelo e simulação da interação fluido-estrutural entre o sangue e a artéria também foram estudadas por vários autores (De Hart et al., 2003; Glowinski et al., 1994; Peskin e McQueen, 1989,; Robertson e Sequeira, 2005) realizando um estudo interessante em 3D no sistema cardiovascular e (Canic´ et al., 2005) realizando o estudo da simulação numérica em duas dimensões ao mesmo

<sup>1</sup>Acadêmico do curso de Licenciatura em Matemática. Departamento de Matemática e Estatística da Universidade Estadual de Ponta Grossa – UEPG, Ponta Grossa – PR. Bolsista do Programa de Iniciação Científica do PIBIC/CnPQ. febermat@yahoo.com.br

<sup>2</sup>Docente da UEPG – Departamento de Matemática e Estatística e Docente do Mestrado de Engenharia de Materiais. – UEPG, Ponta Grossa – PR. mmpariona@uepg.br

<sup>3</sup>Acadêmico do curso de Bacharelado em Física do Departamento de Física da Universidade Estadual de Ponta Grossa: – UEPG, Ponta Grossa – PR Aluno de Iniciação Científica. guilhermesalem@gmail.com

tempo eles fizeram sua validação experimental. Ambos os resultados concordaram de um modo satisfatório, porque todos estes autores usaram a equação de Navier-Stokes. (Surovtsova, 2005) realizou um estudo interessante da simulação numérica que introduz a arteriosclerose de doença na artéria. Durante os últimos 30 anos um estudo extenso da simulação numérica da dinâmica de fluidos no sistema cardiovascular foi realizado por (Pedley, 1980,; Quarteroni et al., 2000). As propriedades reológicas do sangue foram estudadas por (Surovtsova e Sequeira, 2005,; Urquiza et al., 2006) e realizado um estudo interessante do fluxo de sangue em 3D usando a equação de Navier-Stokes na artéria da carótida, para este estudo, a artéria foi considerada deformada devido à doença de arteriosclerose.

O objetivo deste trabalho era estudar o fluxo de sangue na artéria carótida e a interação fluido-estrutural em 3D devido ao interesse clínico onde as anomalias na artéria carótida são causadas principalmente pelas doenças de arteriosclerose; elas são geradas devido aos efeitos da hipertensão arterial. Para este estudo foi considerado um fluxo de sangue de não-Newtoniano, turbulento e incompressível. Por conseguinte, o modelo matemático era de característica transiente. Para esta pesquisa, foi considerado um tubo com duas bifurcações, sem deformação onde sangue é impelido pela pressão da sístole periódica do coração. Então a velocidade do fluxo, a variação da pressão e a geração de turbulência foram analisadas. A deformação mecânica de tipo elástico do tubo devido à passagem do sangue pela artéria também foi estudada. Este estudo foi feito durante um determinado instante da pressão sanguínea.

## 2 MATERIAIS E MÉTODOS

Este trabalho foi desenvolvido para caracterizar o comportamento do sangue na artéria e a interação do fluxo do sangue com a artéria. Para realizar esta pesquisa as considerações seguintes foram consideradas: foi representado o fluxo de sangue em 3D; o fluido era incompressível, turbulento e características não-Newtonianas; e o comportamento da deformação mecânica da artéria foi considerado de comportamento linear devido a interação do fluxo de sangue. A simulação era realizada na artéria carótida (na zona de bifurcação), como é apresentado pela seta na Figura 1 obtida de imagens médicas. Este trabalho era realizado em duas partes, sendo a primeira a simulação numérica do fluido e finalmente a deformação mecânica da artéria foi feita, então usando o resultado prévio.

O modelo geométrico da artéria é mostrado na Figura 2(a), também nesta foi mostrada a malha e o tipo de elemento. A espessura da artéria foi considerada e a propriedade material para a artéria foi considerada do tipo elástico. Isso é mostrado na Figura 2(b), ao mesmo tempo a sua malha e tipo de elemento.

Para a simulação numérica do sangue na artéria, como condição de contorno considerou-se: na entrada da artéria foi aplicada a variação temporária da pressão que corresponde ao comportamento da sístole do coração, apresentado na Figura 3 (Bharadvaj et al., 1982; Bharadvaj et al., 1982); na saída da artéria uma vazão de 4,94 m<sup>3</sup>/s e 2,06 m<sup>3</sup>/s era aplicado, respectivamente, de acordo com a sugestão de (Leiva et al., 2004). Nesta simulação foi considerada a influência da gravidade. Também, era necessário informar as propriedades do sangue. O fluido foi considerado não-Newtoniano, pois a viscosidade é dependente do tempo. Para descrever esta característica da viscosidade, podem ser encontrados vários modelos matemáticos que descrevem este tipo de comportamento do fluido na literatura. Neste trabalho foi adotado o modelo de *Carreau* (Manual Ansys de CFD, 2006). Além destas condições, foi considerado o modelo turbulento do fluido. Também vários modelos matemáticos da turbulência existem na literatura e neste trabalho o modelo *K-ε* foi adotado por ser mais apropriado e comum (Manual Ansys, 2006).

Par realizar o estudo da deformação mecânica da artéria, era necessário considerar as propriedades mecânicas do tipo elástico do material que representa a característica da artéria aproximadamente. Para este caso, o elemento de malha da mecânica de fluido era diferente que para a deformação mecânica. Como condição de contorno foi considerada a pressão gerada pelo fluxo de sangue durante um certo instante da pressão sanguínea.

Figura 1. Esquema da árvore arterial (Bharadvaj et al., 1982; Bharadvaj et al., 1982)

Figura 2. Modelo da geometria da bifurcação da artéria Carótida (a) Malha do fluido com elemento 142 e (b) Malha da veia com elemento 95.

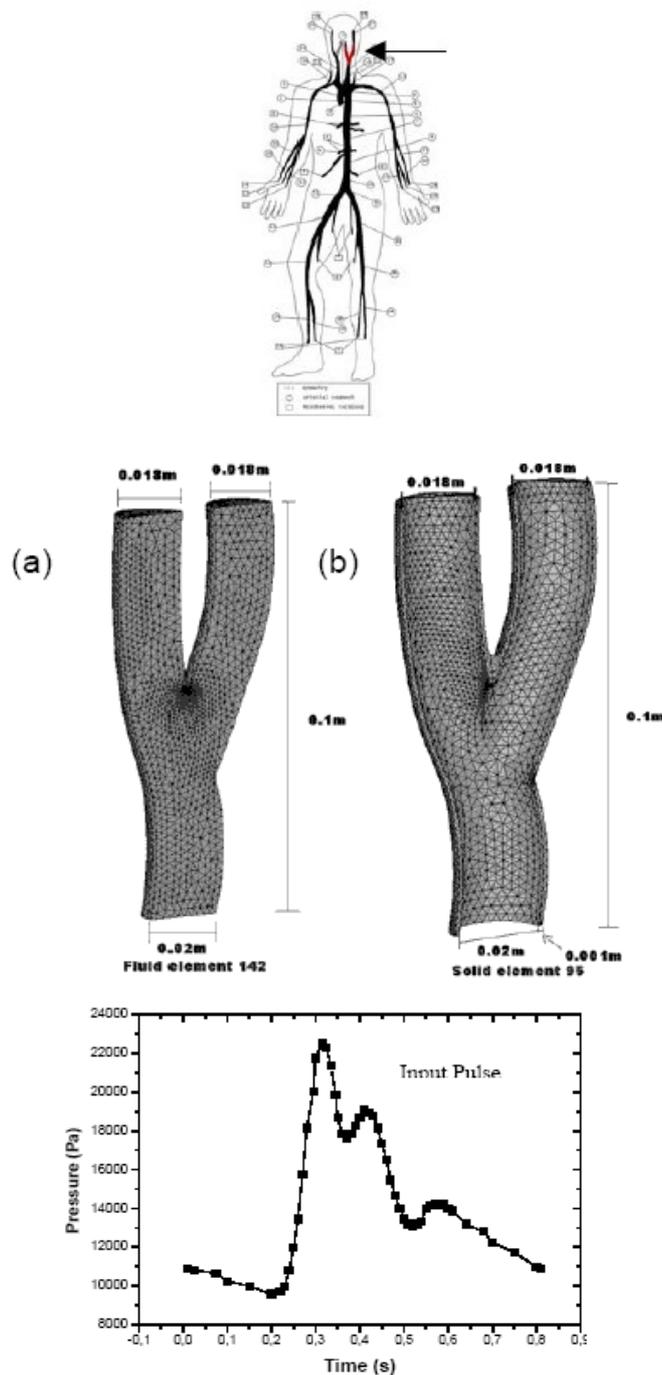


Figura 3. Pressão-tempo durante o pulso da sístole na artéria Carótida.

### 3 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Foram apresentados resultados da simulação numérica da circulação do sangue na artéria e deformação mecânica da artéria em forma qualitativa e quantitativa. Os resultados apresentados a seguir foram baseados em um pico da pressão que acontece no instante de 0.31 s na Figura 4, e o pico corresponde às características proeminentes do pulso sanguíneo. Os resultados foram apresentados sob o critério de Von-Mises.

A Figura 4 mostra o resultado do campo de velocidade do sangue dentro da artéria em magnitude e em forma vetorial. Dentro da artéria, são observadas várias faixas de velocidade e a variação maior de velocidade é apresentada antes da ramificação. Depois da ramificação, diminui a magnitude da velocidade e é verificado que a velocidade é próxima de zero nas proximidades da parede da artéria, de acordo com a condição de contorno considerada. Na área onde a ramificação acontece, alguma turbulência é observada durante o tempo de 0.31 s. O resultado deste trabalho era semelhante ao resultado de (Urquiza et al., 2006), apesar disso neste trabalho o tipo fluido foi considerado não-Newtoniano e turbulento.

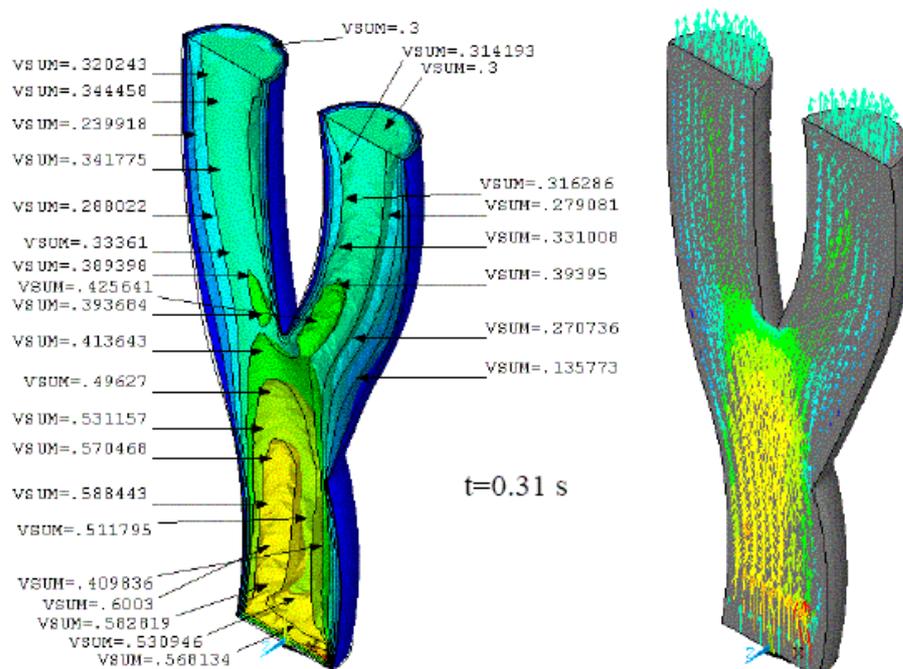


Figura 4. Campo de velocidade da artéria.

Outro resultado deste estudo foi a simulação da interação do fluxo de sangue com a artéria. A passagem do fluxo de sangue gera tensão e deformação da artéria. Como condição de contorno considerou-se o campo de pressão gerado pela passagem do fluido na artéria em um certo instante de tempo para determinar este resultado. Para este estudo, as propriedades da artéria foram consideradas de comportamento elástico, mas na realidade a característica da artéria deveria ser do tipo de viscoelástico, porém, não foram encontradas as propriedades para este tipo material na literatura. A Figura 5 apresenta a deformação mecânica da artéria devido à pressão gerada pelo fluxo de sangue. Foi observado neste caso, durante o instante de 0.31s que aconteceu uma deformação máxima de  $0.18 \times 10^{-9}$ .

Para este estudo nós consideramos uma artéria ideal, sem qualquer deformação ou obstrução devido às doenças previamente mencionadas. Com certeza, quando for considerado o problema de hipertensão na artéria causado por doenças diferentes, a tensão e a deformação serão mais acentuadas e apreciáveis a saúde da pessoa. Na artéria acontecem vários fenômenos dinâmicos, como fluxo de sangue, presença de

células de gorduras no sangue e nas paredes da artéria, presença de doenças como obstrução geradora de deformação do canal.

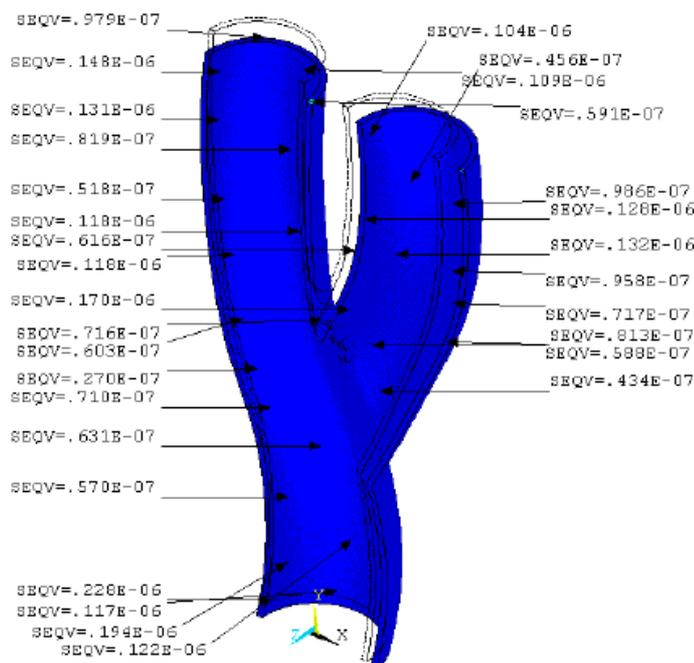


Figura 5. Deformação mecânica na artéria no instante 0.31 s.

#### 4 CONCLUSÃO

Para tornar possível a solução da equação diferencial foram testados vários parâmetros para garantir o controle da convergência da solução. A diferença deste trabalho com uns e outros autores era que neste trabalho a turbulência e o fluxo não-Newtoniano foram condições consideradas. Como foi observado resultado que a velocidade do sangue apresenta está lenta neste tipo de artéria, o que concorda com os resultados experimentais (Bharadvaj et al., 1982; Canic´ et al., 2005; Ku e Giddens, 1987; Al de et de casca, 1990), o fluxo do fluido forma campos diferentes de velocidade e no ponto de ramificação forma uma turbulência pequena onde acontece maior variação da velocidade. Também a pressão apresenta variação maior naquele ponto. A energia cinética turbulenta era significativa nestes pontos de variação maior da velocidade e pressão.

#### REFERÊNCIAS

- Bharadvaj, B.K., Mabon, R.F., Giddens, D.P. (1982), Steady flow in a model of the human carotid bifurcation—II. Laser-Doppler anemometer measurements. **Journal of Biomechanics**, v.5, p.363–378.
- Quarteroni, A., Tuveri, M., Veneziani, A. (2000). Computational vascular fluid dynamics: problems, models and methods. **Computing and Visualization in Science**, v. 2, p.163–197.
- Peskin, C.S., McQueen, D.M. (1989). A three-dimensional computational method for blood flow in the heart – I. Immersed elastic fibers in a viscous incompressible fluid. **Journal of Computational Physics**, v.81, n.2, p.372–405.
- Glowinski, R., Pan, T.W., Periaux, J. (1994). A fictitious domain method for Dirichlet problem and applications. **Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering**, v.111, n.3–4, p.283–303.