

ESTUDO POR ELEMENTOS FINITOS DA INTERAÇÃO FLUIDO-ESTRUTURAL ENTRE A ARTÉRIA DA CARÓTIDA E O FLUXO SANGÜÍNEO

Felipe Bertelli*

Moisés Meza Pariona**

Guilherme Anderson Salem***

RESUMO: Neste trabalho foram realizados o estudo da simulação numérica do fluxo de sangue e a interação fluido-estrutural entre o sangue e a artéria da carótida. A técnica numérica utilizada foi a dos elementos finitos através do *software* Ansys. Neste estudo foi considerado o comportamento não-newtoniano do fluxo de sangue e este fenômeno foi representado pelo modelo de *Carreau*. Também foi considerada a turbulência no fluxo de sangue e esta foi representada pelo modelo de K- ϵ . Além disso, foi considerado o sangue com característica incompressível. Como condição de contorno na mecânica de fluidos foi considerada a onda gerada pelo coração em forma de um pulso periódico, durante a sístole. Para o estudo estrutural da deformação da artéria, como condição de contorno foi considerada a pressão gerada pelo fluxo de sangue. Como resultado, a variação da velocidade, pressão, energia cinética de turbulência, tensão e deformação linear da artéria foram mostradas em 3D nas formas qualitativa e quantitativa. O resultado deste trabalho foi similar ao da literatura.

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

STUDY BY FINITE ELEMENTS OF THE FLUID-STRUCTURAL INTERACTION BETWEEN THE CAROTID ARTERY AND THE BLOOD FLOW

ABSTRACT: We did in this work a study about the numerical simulation of the blood flow and the fluid-structural interaction between blood and the carotid artery. The numerical technique used was the finite elements through the software Ansys. The Non-Newtonian behavior of the blood flow was considered and this phenomenon was represented by the *Carreau* method. Also the turbulence in the blood flow was considered and it was represented by the K- ϵ model. Besides that, the blood with incompressible characteristic was considered. As a boundary condition in the fluid mechanics, the wave produced by the heart in form of periodical pulse was considered, during the systole. For the structural study of the artery deformation, as a boundary condition, the pressure produced by the blood flow was also considered. As a result, the velocity variation, pressure, turbulent kinetic energy, linear pressure and deformation of the artery were showed in 3D in the qualitative and quantitative form. The result of this work was similar to the literature work.

KEYWORDS: Artery; Structural fluid; Non-Newtonian; Blood; Numerical simulation.

INTRODUÇÃO

A modelagem matemática depende do tipo e da característica do fenômeno em questão. Na literatura existem diferentes métodos de modelagem matemática do fluxo do sangue no ser humano no sistema circulatório, os quais em geral são resolvidos de formas semelhantes. Estes modelos são apresentados geralmente na forma de equações diferenciais parciais de característica não-linear. De acordo com a literatura,

existem muitos pesquisadores que estudaram o fluxo do sangue nas artérias, entre eles Quarteroni, Tuveri e Veneziani (2000), os quais, em seus estudos de simulação, consideraram que o sangue é incompressível e de características newtonianas, e usaram a equação de Navier-Stokes para resolver o problema. O fluxo do sangue nas artérias em 3D foi estudado por diversos autores (BHARADVAJ; MABON; GIDDENS, 1982b; BHARADVAJ; MABON; GIDDENS, 1982a; KU; GIDDENS, 1987), os quais usaram a equação precedente. A modelagem e a simulação da

* Acadêmico de Iniciação Científica do Departamento de Matemática e Estatística da Universidade Estadual de Ponta Grossa – UEPG. E-mail: febermat@yahoo.com.br

** Docente do Departamento de Matemática e Estatística e da Pós-graduação em Engenharia e Ciência de Materiais da Universidade Estadual de Ponta Grossa – UEPG. E-mail: mmpariona@uepg.br.

*** Acadêmico de Iniciação Científica do Departamento de Física da Universidade Estadual de Ponta Grossa – UEPG. E-mail: guilhermesalem@gmail.com

interação fluido-estrutural entre o sangue e a artéria foram estudadas também por diversos autores (GLOWINSKI; PAN; PERIAUX, 1994; PESKIN; MCQUEEN, 1989; ROBERTSON; SEQUEIRA, 2005). Estes realizaram um estudo interessante em 3D no sistema cardiovascular, e Canic, Mikelic e Tambaca (2005) efetuaram o estudo da simulação numérica em duas dimensões e ao mesmo tempo realizaram sua validação experimental. Ambos os resultados concordaram de maneira satisfatória, pois todos estes autores usaram também a equação de Navier-Stokes. (SUROVTSOVA, 2005) e introduziram neste estudo a doença arteriosclerose. Durante os últimos 30 anos, um estudo extensivo da simulação numérica da dinâmica dos líquidos no sistema cardiovascular foi realizado por (PEDLEY, 1980; QUATERONI; TVERI; VENEZIANI, 2000). Também a análise do fluxo do sangue em próteses da artéria foi feita por autores diferentes (BERRY et al., 2002; DUMOULIN; COCHELIN, 2000; HOFER et al., 1996). Os autores Hart e Shi (1993) estudaram o fluxo do sangue nas artérias e as consideraram como membranas não-lineares. Diversos autores (HART; SHI, 1993; HART; SHI, 1996; TORTORIELLO; PEDRIZZETTI, 2004) estudaram o fluxo do sangue em próteses cardiovasculares. As propriedades reológicas do sangue foram estudadas por Surovtsova (2005) e Urquiza e colaboradores (2006). Estes realizaram um estudo interessante do fluxo do sangue em 3D, em que usaram a equação de Navier-Stokes na artéria da carótida e a artéria foi considerada deformada, devido à doença do arteriosclerose.

O objetivo deste trabalho foi estudar o fluxo do sangue na artéria carótida e a interação fluido-estrutural em 3D, devido ao interesse clínico, pois as anomalias na artéria carótida são causadas principalmente pelas doenças da arteriosclerose geradas como efeito da hipertensão arterial. Para este estudo foi considerado um fluxo não-newtoniano do sangue, turbulento e incompressível. Conseqüentemente, o modelo matemático era de característica transiente. Utilizou-se um tubo com duas bifurcações, sem deformação, onde o sangue é impelido pela pressão da sístole periódica do coração. Assim foram analisadas a velocidade do fluxo, a variação da pressão e a geração da turbulência. A tensão e a deformação mecânica do tipo elástico do tubo decorrentes da passagem do sangue pela artéria foram também analisadas. Este estudo foi feito para um determinado tempo da pressão do sangue.

2 MODELO MATEMÁTICO PARA OS CAMPOS DO FLUXO DO SANGUE

Existem diversas formulações matemáticas das equações constitutivas que representam o comportamento de cisalhamento do sangue. As equações constitutivas mais comuns que caracterizam este comportamento reológico são divididas em duas categorias gerais: modelos newtonianos e modelos não-newtonianos.

O modelo não-newtoniano considerado neste artigo é o modelo *Carreau*, dado por

$$\mu = \mu_0 + (\mu_0 - \mu_\infty) \left[1 + (\lambda \dot{\gamma})^2 \right]^{n-1/2} \quad (1)$$

onde μ_0 e μ_∞ são as viscosidades para a razão de cisalhamento no limite zero e infinito respectivamente, λ é a constante de tempo e n é o índice de potência. Os valores dos parâmetros para a viscosidade do sangue são dados na tabela 1:

Tabela 1. Modelo Carreau para o sangue (HANDBOOK Ansys of CFD, 2006)

μ_0 (viscosidade na velocidade de cisalhamento zero)	0.6 Kg/m.s
μ_{inf} (viscosidade na velocidade de cisalhamento infinito)	0.03 Kg/m.s
λ (constante de tempo)	3.3 s
n (potência)	0.35
$\mu_{inicial}$	0.3 Kg/m.s

(a) Equação da conservação da massa (continuidade) e para densidade constante (ρ), torna-se:

$$\vec{\nabla} \cdot \mathbf{v} = 0 \quad (2)$$

onde $\mathbf{v} = (u, v, w)$ é a velocidade.

(b) O modelo matemático do fenômeno de fluxo é realizado empregando-se a equação do balanço do momento

$$(3)$$

onde \mathbf{v} é velocidade, p é pressão, $\boldsymbol{\tau}$ é o tensor de tensão e ρ é a densidade do fluido. A tensão de cisalhamento ($\boldsymbol{\tau}$), a viscosidade (μ) e o tensor de velocidade de cisalhamento (D) são relacionados segundo a equação:

$$(4)$$

onde $\dot{\gamma}$ é a razão de cisalhamento.

(c) A equação da energia para o escoamento é dada por

$$\rho c \left(\frac{\partial T}{\partial t} + \vec{\nabla} \cdot \mathbf{T} \right) = \nabla \cdot (\mathbf{k} \cdot \nabla T) \quad (5)$$

onde c é o calor específico, k é a condutividade térmica e T a temperatura.

Para resolver o sistema de modelagem matemática, a equação da continuidade é resolvida juntamente com a equação do balanço do momento e a equação da energia.

A viscosidade em função da velocidade de cisalhamento (modelo de *Carreau*) é predita pelas equações reológicas do sangue, com base nos valores dos parâmetros apresentados na Tabela 2. Para encontrar esta dependência foi considerada uma viscosidade inicial ($\mu_{inicial}$) no processo da execução da solução em que a taxa de cisalhamento é próxima de zero.

A equação que governa a interação dinâmica fluido-estrutural entre o sangue e a artéria, considerando-se a artéria do tipo elástico, é formulada pela seguinte equação (BABÚ; BHATTACHARYYA, 1996; DETTMER; PERIÉ, 2006)

$$M\ddot{\mathbf{d}} + K\dot{\mathbf{d}} = \mathbf{F} \quad (6)$$

onde \mathbf{d} é o vetor de deslocamento, M é a matriz da massa, K é o tensor de esforço e \mathbf{F} é o vetor de carga aplicado no sólido.

3 MATERIAL 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 foram consideradas as seguintes condições: o fluxo do sangue foi representado em 3D; o líquido era de característica incompressível, turbulenta e não-newtoniana; e o comportamento da deformação mecânica da artéria foi considerado comportamento linear, devido à interação com o fluxo do sangue. A simulação foi realizada na artéria carótida (na zona da bifurcação), que é apresentada na Figura 1, obtida das imagens médicas. Este trabalho foi realizado em duas partes: inicialmente foi feita a simulação numérica do fluido, e em seguida a deformação mecânica da artéria, usando-se o resultado precedente.

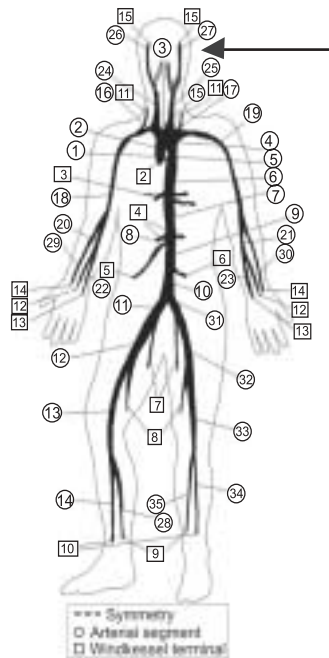


Figura 1. Esquema da árvore arterial (URQUIZA et. al., 2006)

O modelo geométrico da artéria é mostrado na Figura 2 (a). Nele foram apresentados também a malha e o tipo do elemento. Considerou-se a espessura na artéria, o material da artéria foi considerado do tipo elástico, que é apresentado na Figura 2 (b), e ao mesmo tempo foram mostrados a malha e o tipo do elemento.

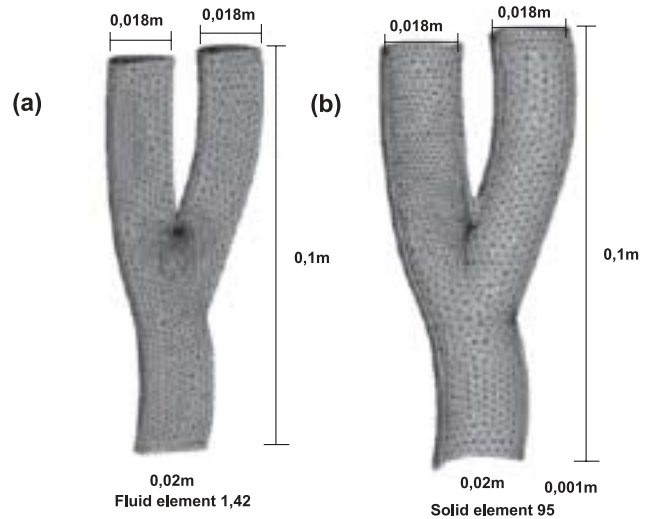


Figura 2. Modelo da bifurcação da artéria carótida. Figura 2. (a) Malha do fluido com o elemento 142. Figura 2. (b) Malha do sólido com elemento 95.

Para a simulação numérica do sangue na artéria, como condições de contorno foram feitos os seguintes procedimentos: na entrada da artéria foi aplicada a variação temporária da pressão que corresponde ao comportamento da sístole do coração, que se mostra na Figura 3 (LEIVA et. al, 2004); na entrada e na saída da artéria foram aplicadas as vazões de $4.94\text{m}^3/\text{s}$ e de $2.06\text{m}^3/\text{s}$, 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, como se mostra na Tabela 2. O fluido foi considerado não-newtoniano, o que significa que a viscosidade é dependente da velocidade de cisalhamento. Para descrever esta característica da viscosidade, diversos modelos matemáticos que descrevem este tipo de comportamento do fluido podem ser encontrados na literatura. Neste trabalho foi adotado o modelo *Carreau* (HANDBOOK Ansys of CFD, 2006), sendo mostrados na Tabela 1 os valores dos parâmetros que lhe correspondem. Além destas considerações, foi considerado o modelo turbulento do líquido. Na literatura existem diversos modelos matemáticos da turbulência, tendo sido adotado neste trabalho o modelo K- ϵ , por ser o mais apropriado (HANDBOOK Ansys, 2006).

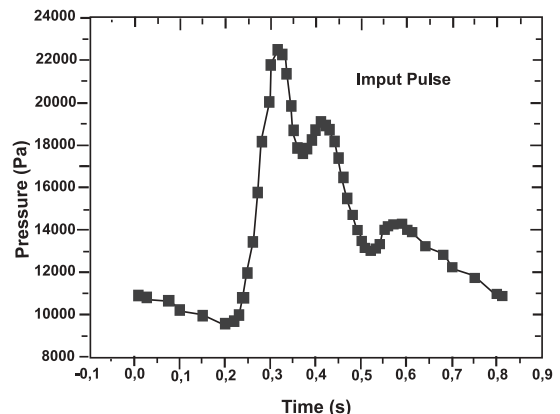


Figura 3. Pulso pressão por tempo durante a sístole na artéria carótida

Tabela 2. Propriedades do sangue (DE HART et al., 2003; HANDBOOK *Anslys of CFD*, 2006; LEIVA et al., 2004.)

Densidade	1000 (Kg/m ³)
Calor específico	1000 (J/Kg.K)
Condutividade	100 (W/m.K)

Tabela 3. Propriedades mecânicas da artéria (DE HART et al., 2003)

G (modulo de cisalhamento estrutural)	3.0 X 10 ⁻² (Mpa)
ε, Módulo de Poisson	0.49

Para realizar o estudo da deformação mecânica da artéria foi necessário considerar um material com propriedades mecânicas do tipo elástica, as quais representam aproximadamente a característica da artéria. Tais propriedades são apresentadas na Tabela 3. Para este caso, o elemento da malha na mecânica dos fluidos foi diferente daquele usado para a deformação mecânica. Como a condição de contorno foi considerada a pressão gerada pelo fluxo do sangue no instante de passagem pela artéria.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os resultados da simulação numérica da circulação do sangue na artéria e da tensão de deformação mecânica da artéria foram apresentados nas formas qualitativa e quantitativa. Os resultados apresentados a seguir foram baseados nos instantes de tempos de 0.31 s e de 0.41 s, em que a pressão é maior, como na Figura 3, e estes pontos correspondem às características preeminentes do pulso sanguíneo. Os resultados foram apresentados sob o critério de Von Mises.

A Figura 4 mostra o resultado do campo da velocidade do sangue dentro da artéria em magnitude e na forma vetorial.

Dentro da artéria, diversas faixas da velocidade são observadas. A variação maior da velocidade é apresentada antes da ramificação. Após a ramificação, o valor da velocidade diminui e verifica-se que a velocidade é próxima de zero junto às paredes da artéria, de acordo com a condição do contorno considerada. Na área onde há ramificação é observada a ocorrência de alguma turbulência. O resultado deste trabalho foi similar ao de (URQUIZA et al., 2006), mas aqui o tipo do fluido foi considerado não-newtoniano e turbulento (Figura 4 na coluna ao lado).

As doenças que ocorrem na artéria são muito complexas, por isso elas não foram consideradas neste trabalho. As doenças principais que podem ocorrer nas artérias (MERCK..., 2007) são: aneurisma (uma dilatação anormal da artéria), *desiccation* (quando uma ruptura progressiva ocorrer, com uma separação entre as camadas da parede da artéria), artrite (quando ocorrer uma inflamação na parede da artéria) (FERRI-DE-BARROS et. al., 2001), tumor (quando ocorrer uma neoplasia na artéria) e arteriosclerose (obstrução das artérias devido ao depósito de gorduras). A mais freqüente dessas doenças é a arteriosclerose, que em

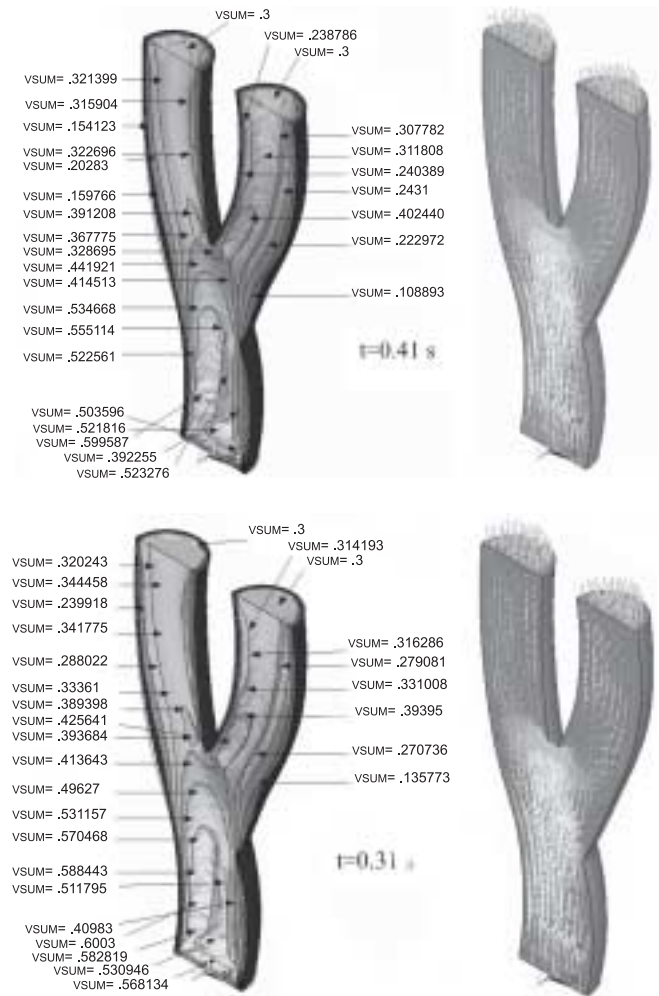


Figura 4. Campo de velocidade do sangue na artéria

geral produz engrossamento e perda acentuada da elasticidade da parede arterial. Entretanto, quando a obstrução de uma artéria coronária está aumentando, pode ser desenvolvida no músculo do coração uma isquemia (fonte do sangue inadequado) que causa lesões sérias. A doença das artérias coronárias é caracterizada pela acumulação, na artéria, de depósitos de gorduras, que cobrem a parede da artéria coronária e, por consequência, obstruem a passagem do sangue (FERRI-DE-BARROS et al., 2001; MERCK..., 2007). As principais manifestações desta doença são a angina e o ataque cardíaco ou infarto do miocárdio (FERRI-DE-BARROS et. al., 2001; MERCK..., 2007).

Na Figura 5 é mostrado o campo da pressão na artéria, podendo-se verificar que a pressão varia mais no instante 0.31 s do que no 0.41 S. Este resultado concorda com Figura 3, onde são apresentados os valores máximos da pressão. Este resultado é similar ao resultado de (URQUIZA et al., 2006). Na prática, este campo de pressão deve ser muito diferente quando as doenças anteriormente mencionadas são consideradas na artéria, especialmente quando o efeito da hipertensão arterial é apresentado como a origem de diversas doenças. Também o pulso da pressão foi analisado em pontos diferentes da artéria: No ponto de ramificação e no

lado esquerdo da artéria a curva da pressão-tempo teve um comportamento similar à da Figura 3.

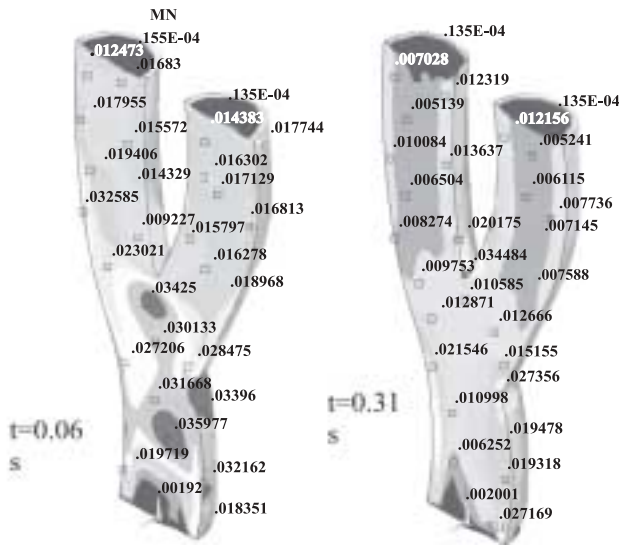


Figura 5. Campo de pressão para o sangue na artéria

Também o resultado da energia cinética turbulenta (Joule) foi apresentado na artéria, e este resultado encontra-se na Figura 6, onde, para o instante de 0.06 s, foram observadas variações notáveis da energia cinética, mas este resultado não foi possível interpretar satisfatoriamente. Nesta figura pode-se observar que a energia cinética turbulenta é notória na entrada da artéria. Ela apresentou o valor máximo no ponto de ramificação da artéria para instantes maiores do que 0.06 s. A turbulência é notória neste ponto, como se pode verificar na Figura 4. O valor da energia cinética turbulenta diminui após a ramificação. A presença da energia cinética turbulenta é uma consequência da variação da viscosidade e do comportamento turbulento do fluido.

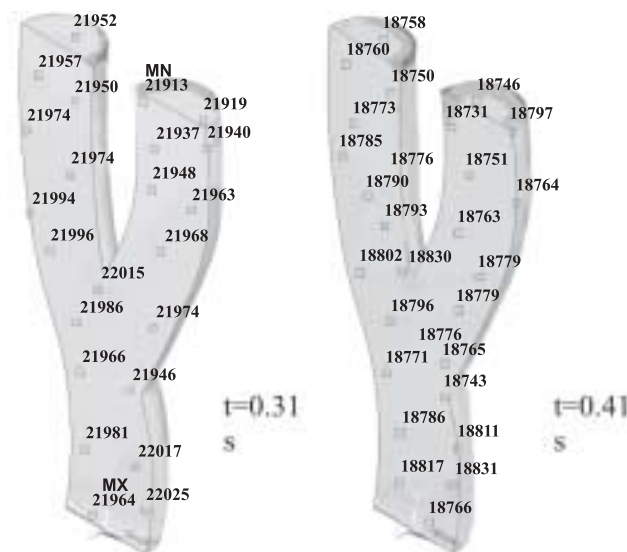


Figura 6. Campo da energia cinética turbulento do sangue na artéria

Outro resultado deste estudo foi a simulação da interação do fluxo do sangue com a artéria. A passagem do fluxo do sangue gera a tensão e a deformação da artéria. Para determinar este resultado, como condição de contorno foi considerado o campo de pressão gerado pela passagem do líquido na artéria em determinado instante. Para este estudo, as propriedades da artéria foram consideradas de comportamento elástico, mas de fato a característica da artéria deve ser do tipo viscoelástico. As propriedades para este tipo material não foram encontradas na literatura.

Nas figuras 7 e 8 a artéria não deformada é representada em forma pontilhada e a deformada é apresentada em linha cheia, verificando-se que quando o fluxo do sangue ocorre dentro da artéria, ela é deformada, em consequência da pressão gerada pelo fluxo do sangue. Na artéria deformada o campo de tensão é apresentado para o pulso do sangue no instante de 0.31 s. Nesta figura a tensão é apresentada em diferentes pontos da artéria. Observou-se que para o instante de 0.31 s foi gerada uma tensão máxima de 0.49×10^{-5} Pa e para o instante de 0.41 s foi gerada a tensão máxima de 0.841×10^{-5} Pa (não mostrada neste estudo). Em ambos os casos esta característica é apreciável na extremidade da artéria. A Figura 8 apresenta a deformação mecânica da artéria, devido à pressão gerada pelo fluxo do sangue. Observa-se neste caso que para o instante 0.31 s ocorreu a deformação máxima de 0.18×10^{-9} , e para o instante 0.41 s a deformação máxima foi de 0.31×10^{-9} (não apresentada neste estudo). A deformação maior ocorreu nos mesmos pontos onde ocorreu a tensão máxima.

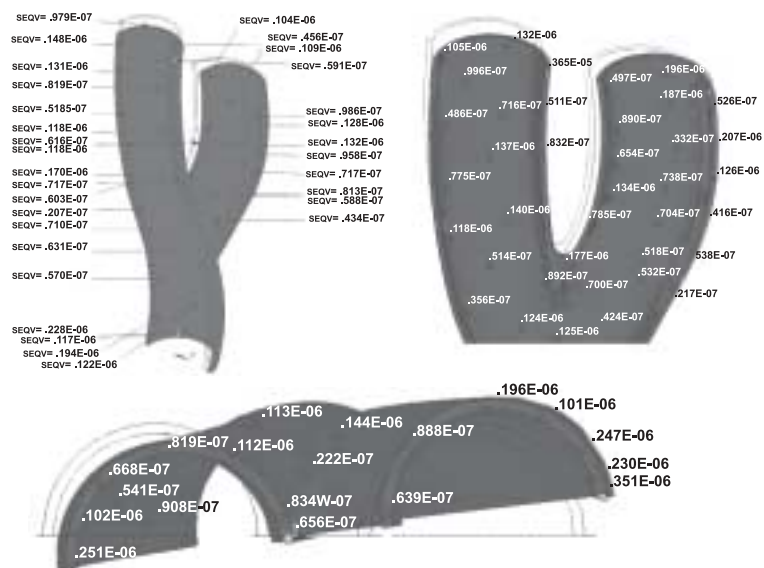


Figura 7. Tensão na artéria no instante de 0.31s

Para este estudo foi considerada uma artéria de tipo ideal, sem nenhuma deformação ou obstrução causadas pelas doenças anteriormente mencionadas. Com certeza, quando se consideram os problemas de hipertensão na artéria causados por diferentes doenças, a tensão e a deformação são mais graves, comprometendo a saúde da pessoa. Na artéria ocorrem diversos fenômenos dinâmicos, como o fluxo do sangue, a pre-

sença das células de gorduras no sangue e nas paredes da artéria e das doenças que geram a obstrução. Em muitas situações o comportamento normal da artéria é comprometido pelo estado psicológico da pessoa. Em vista disso, realizar o trabalho de simulação é muito complexo, e este trabalho representa uma proposta inicial, embora a artéria e o sangue sejam considerados como o material sólido e fluido respectivamente.

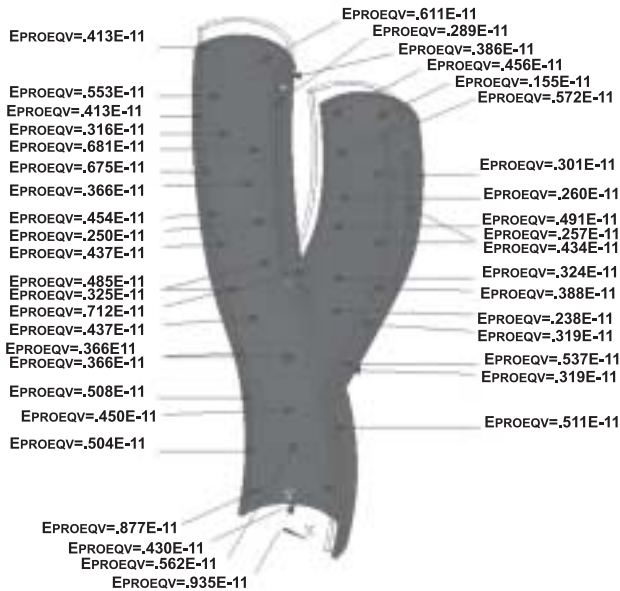


Figura 8. Tensão mecânica da artéria no instante de 0,31s

5 CONCLUSÃO

Esta pesquisa da mecânica dos fluidos do sangue na artéria carótida, assim como da tensão e da deformação nela provocadas, foi realizada em consequência da sístole do coração, que se manifesta na artéria carótida, pois, devido a este impulso, o sangue flui dentro da artéria e gera nesta um campo da pressão, nela produzindo tensão e deformação. Para este estudo, o fluxo do sangue foi considerado como turbulento, sendo a viscosidade considerada do tipo não-newtoniano e o fluido de tipo incompressível (Surovtsova (2005), afirma que a densidade do sangue pode variar com a concentração dos glóbulos vermelhos). Para tornar possível a solução da equação diferencial transiente, diversos parâmetros foram testados e controlados para garantir a convergência da solução. Há diferença entre este trabalho e os de outros autores, pois aqui a turbulência e as condições não-newtonianas do fluxo foram consideradas. No resultado foi observado que a velocidade do sangue é lenta neste tipo de artéria, o que concorda com os resultados experimentais (BHARADVAJ; MABON; GIDDENS, 1982b; CANIC; MIKELIC; TAMBACA, 2005; KU; GIDDENS, 1987; RIND et al., 1990). O fluxo do fluido gera campo de velocidade e no ponto da ramificação apresenta uma turbulência pequena, onde ocorre a maior variação da velocidade. Também a pressão apresenta um campo de variação maior

nesse ponto. A energia cinética turbulenta foi significativa nestes pontos da variação maior da velocidade e da pressão.

Devido à passagem do sangue, a artéria é deformada em cada ciclo de pressão, e retorna à sua posição normal devido à característica da deformação elástica já referida. Provavelmente, a deformação será maior e a artéria terá o comportamento do tipo plástico quando ela apresentar algumas das doenças antes mencionadas. Estas considerações apresentam o desafio para este tipo de estudo. Quando futuramente for possível considerar o estado fisiológico da pessoa, o resultado da simulação do fluido-estrutura do sangue e da artéria será mais próximo do real. Devido à evolução do *software* e do *hardware* nestes últimos anos, a simulação numérica permite elucidar muitos fenômenos e processos que antes não era possível visualizar e medir. Desta maneira, a simulação numérica vem contribuir com os estudos experimentais, prevendo e otimizando os resultados.

REFERÊNCIAS

- BABU, S. S.; BHATTACHARYYA, S. K. Finite element analysis of fluid-structure interaction effect on liquid retaining structures due to sloshing. *Computers & Structures*, v. 59, p. 1165-1171, 1996.
- BHARADVAJ, B. K.; MABON, R. F.; GIDDENS, D. P. Steady flow in a model of the human carotid bifurcation—I. Flow visualization. *Journal of Biomechanics*, v. 15, p. 349-362, 1982a.
- BHARADVAJ, B. K.; MABON, R. F.; GIDDENS, D. P. Steady flow in a model of the human carotid bifurcation—II. Laser-Doppler anemometer measurements. *Journal of Biomechanics*, v. 5, p. 363-378, 1982b.
- BERRY, J. L. et. al. Hemodynamics and wall mechanics of a compliance matching stent: in vitro and vivo analysis. *Journal of Vascular and Interventional Radiology*, v. 13, p. 97-105, 2002.
- CANIC, S.; MIKELIC, A.; TAMBACA, J. A two-dimensional effective model describing fluid-structure interaction in blood flow: analysis, simulation and experimental validation. *Comptes rendus Mecanique*, v. 333, p. 867-883, 2005.
- DETTMER, W.; PERIÉ, D. A computational framework for fluid-structure interaction: Finite element formulation and applications. *Comput. Methods Appl. Mech. Engrg.*, v. 195, p. 5754-5779, 2006.
- DE HART, J. et. al. A three-dimensional computational analysis of fluid-structure interaction in the aortic valve. *Journal of Biomechanics*, v. 36, p. 103-112, 2003.

- DUMOULIN, C.; COCHELIN, B. Mechanical behavior modelling of balloon-expandable stents. **Journal of Biomechanics**, v. 33, p. 1461–1470, 2000.
- FERRI-DE-BARROS, J. E. R. et al. Doença encéfalo-vascular como primeira manifestação de arterite temporal. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, v. 59, n. 2-B, p. 454-456, 2001.
- GLOWINSKI, R.; PAN, T. W.; PERIAUX, J. A fictitious domain method for Dirichlet problem and applications. **Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering**, v. 111, n. 3–4, p. 283–303, 1994.
- HART, V. G.; SHI, J. Joined dissimilar orthotropic elastic cylindrical membranes under internal pressure and longitudinal tension. **Journal of Australian Mathematical Society**, v. B 34, p. 296–317, 1993.
- HART, V. G.; SHI, J. Initially deformed dissimilar elastic tubes containing fluid flow. **Applied Mathematical Modelling**, v. 20, p. 52–59, 1996.
- HOFER, M. et. al. Numerical study of wall mechanics and fluid dynamics in end-to-side anastomosis and correlation to intimal hyperplasia. **Journal of Biomechanics**, v. 29, p. 1297–1308, 1996.
- HANDBOOK Ansys of CFD. [s. l.]: Inc. Canonsburg, PA, 2006.
- HANDBOOK Ansys. [s. l.]: Inc. Canonsburg, PA, 2006.
- KU, D. N.; GIDDENS, D. P. Laser Doppler anemometer measurements of pulsatile flow in a model carotid bifurcation. **Journal of Biomechanics**, v. 20, p. 7–421, 1987.
- LEIVA, J. et. al. Influencia del comportamiento no newtoniano de la sangre en las tensiones cortantes sangre-endotelio en una arteria carótida. In: CONGRESO DE MECÁNICA COMPUTACIONAL, 23, 2004, Bariloche, Argentina. **Anais...** Bariloche: [s. n.], 2004.
- MERCK Manual. Disponível em: <http://www.manualmerck.net/?url=/artigos/%3Fid%3D77%26cn%3D780>. Acesso em: 14 fev. 2007.
- PESKIN, C. S., MCQUEEN, D. M. 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, 1989.
- PEDLEY, T. J. **The Fluid Mechanics of Large Blood Vessels**. Cambridge: Cambridge University Press, 1980.
- QUARTERONI, A.; TUVERI, M.; VENEZIANI, A. Computational vascular fluid dynamics: problems, models and methods. **Computing and Visualization in Science**, v. 2, p. 163–197, 2000.
- ROBERTSON, A. M.; SEQUEIRA, A. A director theory approach to modeling blood flow in the arterial system. **Mathematical Models and Methods in Applied Sciences**, v. 15, p. 871–906, 2005.
- RINDT, C. C. M. et. al. A numerical analysis of steady flow in a three-dimensional model of the carotid artery bifurcation. **Journal of Biomechanics**, v. 23, p. 461–473, 1990.
- SUROVTSOVA, I. Effects of compliance mismatch on blood flow in an artery with endovascular prosthesis. **Journal of Biomechanics**, v. 38, p. 2078–2086, 2005.
- TORTORIELLO, A.; PEDRIZZETTI, G. Flow-tissue interaction with compliance mismatch in a model stented artery. **Journal of Biomechanics**, v. 37, p. 1–11, 2004.
- URQUIZA, S. A. et. al. Multidimensional modelling for the carotid artery blood flow, **Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering**, v. 195, p. 4002–4017, 2006.