



ANÁLISE CFD DO ESCOAMENTO NO INTERIOR DA BIFURCAÇÃO DA CARÓTIDA

PINTO, Leandro Tinano Magalhães

JANUÁRIO, João Rodolfo

NOGUEIRA, Cícero Santos

MENDONÇA, Pedro Ferreira

MAGALHÃES JÚNIOR, Pedro Américo Almeida

LANDRE JÚNIOR, Jânes

joaorjanuario@gmail.com

leandrotinano@gmail.com

cicerosn@yahoo.com.br

pefmendonca@hotmail.com

paamjr@gmail.com

janes@vibracon.com.br

Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais

Av. Dom José Gaspar, 500 - Coração Eucarístico - Belo Horizonte - MG - CEP 30535-901, Brazil

Resumo. A integração entre a medicina e a engenharia permite abordar temas complexos como o funcionamento do corpo humano. Neste trabalho, foram aplicadas técnicas de FVM (Método de Volumes Finitos) e conceitos de CFD (Fluido Dinâmica Computacional) para simulação do escoamento do sangue no interior da artéria carótida comum direita. Através de softwares, foram construídos de modelos 3D. A partir de imagens 2D geradas por angiografia. Para desenvolvimento do estudo, foram utilizados 7 softwares. A metodologia contém todas as etapas de construção do modelo. Filtros foram aplicados para melhorar a qualidade do modelo, possibilitando processamento mais rápido e eficaz dos dados. Para simulação das condições de escoamento, e obtenção dos perfis de velocidade, foram utilizados 3 modelos de turbulência: k - ϵ , k - ω e SST. Foram feitos testes de convergência das 5 malhas de diferentes propriedades, para

definir a confiabilidade dos resultados. Os perfis de velocidade gerados podem ser analisados em trabalhos futuros, seguindo como referência o estudo aqui iniciado.

Palavras-chave: Método de Volumes Finitos. Fluido Dinâmica Computacional. Artéria Carótida Comum. Perfil de Velocidade. Modelos de Turbulência.

1 INTRODUÇÃO

O estudo da hemodinâmica aliado às técnicas de CFD é relevante para entender o desenvolvimento de patologias, nas quais o fluxo sanguíneo desempenha papel fundamental. Estudar o escoamento do sangue em qualquer vaso envolve variáveis complexas. O presente trabalho objetivo analisar numericamente o escoamento do sangue no interior da carótida comum direita, através das técnicas de CFD (*computational fluid dynamics*) aplicadas em modelos virtuais simplificados. O estudo da hemodinâmica é um tema relevante para o entendimento do funcionamento e contribuição para o desenvolvimento de patologias.

Para a integração do estudo, adotou-se a aterosclerose como patologia a ser discutida, sendo essa uma doença considerada grave que compromete o fluxo sanguíneo adequado. Os resultados foram validados a partir de teste de convergência de malhas e comparação entre os modelos de turbulência utilizados.

1.1 Objetivos

Estudar uma metodologia de desenvolvimento de modelos matemáticos computacionais para compreender a causas de enfermidades ligadas a artérias, através da simulação do escoamento sanguíneo na bifurcação da carótida comum.

Entender a influência dos modelos de turbulência para o escoamento do sangue arterial, verificando as possíveis causas de doenças relacionadas ao recirculação e baixas velocidades do fluxo.

1.1.1 Objetivos específicos

Avaliar as malhas e o refinamento do modelo 3D, através das diferenças quantitativas e qualitativas do fluxo e das velocidades em diferentes pontos ao longo do modelo.

Gerar gráficos e perfis de velocidade para embasar as análises a respeito das patologias e padrões de fluxos hemodinâmicos.

Simular três diferentes modelos de turbulência, para analisar, comparar e especificar qual foi o melhor método de resolução para o modelo em estudo.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

A função da circulação é a de suprir necessidades dos tecidos corporais que são: transportar os nutrientes, eliminar os produtos do metabolismo, levar hormônios de parte do corpo para a outra. (HALL; GUYTON, 2011). Isto garante que as células sobrevivam e funcionem de maneira correta.

A circulação, segundo Hall e Guyton (2011) é dividida entre circulação sistêmica e circulação pulmonar. As partes que compõem o sistema circulatório e cardiovascular são: artérias, arteríolas, capilares, vênulas e veias.

Os métodos computacionais têm se mostrado eficientes no entendimento da influência da hemodinâmica no diagnóstico de patologias relativas às variações da reologia do sangue.

Em 1985, (KU et al., 1985) estudaram o fluxo pulsátil e a aterosclerose na bifurcação da carótida a fim de explorar o efeito do fluxo na hemodinâmica e nas tensões de cisalhamento nas paredes da artéria.

Estudo hemodinâmico através de análise CFD da bifurcação da artéria carótida através de reconstrução de modelo 3D a partir de ressonância magnética (MILNER et al., 1998) foi feito para avaliar o comportamento das tensões de cisalhamento ao longo da parede da artéria, associando com o desenvolvimento e progressão de doenças.

Um grupo de cientistas propôs o estudo da influência das deformações das hemácias causadas pela malária modelando o micro escoamento através do método das partículas. (TANAKA; TAKANO, 2005). Todos os componentes do sangue, citoplasmas, células endoteliais e o parasita da malária foram modelados como particulados.

A avaliação feita por (BOX et al., 2005) visava demonstrar a influência do escoamento, características dos vasos, viscosidade não newtoniana do sangue sobre as tensões de cisalhamento na bifurcação na artéria carótida. O estudo propôs analisar o relacionamento da formação de aterosclerose com a tensão de cisalhamento na parede.

Em 2007, (CERROLAZA et al., 2007) apresentou estudo sobre a influência das condições de fluxo no coração sobre o escoamento do sangue e influência na conformação da artéria carótida durante o pulso cardíaco.

O estudo feito por (GESSAGHI et al., 2008), através do software OpenFoam, permitiu estabelecer a influência da pressão arterial no modelo 3D, construído para acúmulo de colesterol de baixa densidade. Conseguiram prever a formação de lesões nas paredes internas da artéria para uma dada pressão.

Azevedo (2010) realizou o estudo da formação de aneurismas através do modelo CFD, uni e bidirecional, de bifurcações dos vasos sanguíneos do cérebro humano. O perfil de pressão mostra uma solicitação à parede dos vasos localizada, o que propicia a formação de 28 grandes bolsas (aneurismas). Assim é possível diagnosticar regiões de tendências à formação e patologias.

Simulação do escoamento sanguíneo utilizando OpenFoam da artéria aorta abdominal, foi feito por (MALECHA et al., 2011), que permitiu a avaliação das unidades de processamento gráfico (GPU) para estudo CFD. A avaliação do poder de processamento das simulações permitiu uma simulação mais rápida, auxiliando diagnósticos de doenças cardiovasculares.

3 METODOLOGIA

A metodologia deste presente trabalho é focada nas análises hemodinâmica para a aplicação em engenharia biomédica. Com isso, o modelo adotado foi o mais próximo do real possível. Fluxograma abaixo simplifica os recursos utilizados:

3.1 Modelo cad

O arquivo do presente estudo foi obtido através de um site de conteúdo público “www.osirix-viewer.com/datasets/”- modelo FELIX - que tem como conteúdo um conjunto de vasos sanguíneos e a presença de um aneurisma. O arquivo possui 306 imagens 2D de sessões no plano axial, 60 imagens de seções retiradas no plano sagital e 119 imagens retiradas no plano coronal.

O segundo passo consiste na importação dos arquivos DICOM no software InVesalius 3. Este software é responsável pela montagem das estruturas anatômicas em três dimensões (3D) através da projeção de imagens 2D obtidas pelo seccionamento na angiografia. No ambiente de importação do arquivo DICOM, é possível identificar as fatias, selecioná-las de acordo com a região de interesse, além da visualização do nome do paciente, data e hora da realização do exame, a partir disso obtém-se a figura 1.

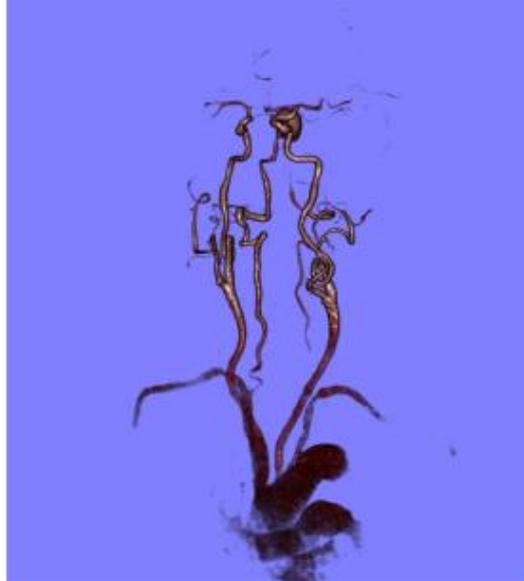


Figura 1. Modelo cad da bifurcação da carótida

A etapa subsequente é caracterizada pela importação do arquivo stl para um software CAD 3D. O software utilizado foi o SolidWorks, e a geometria sólida 3D da bifurcação da carótida é retirada através da subtração de um bloco passante sólido e a superfície stl importada, tendo como modelo cad final para as análises na figura 2:

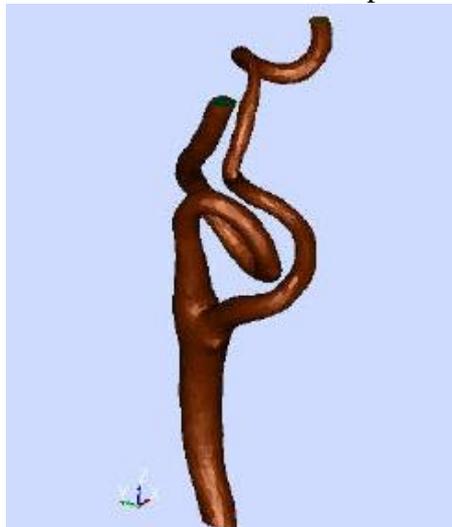


Figura 2. Modelo cad da bifurcação da carótida – área de interesse

3.2 Modelo numérico

A geração de malha sólida tetraédrica foi feita utilizando o algoritmo do software SalomeNetGen_2D3D. A geração das malhas com diferentes tamanhos de elementos é

chamada de teste de convergência. Esse teste foi comparado no capítulo de resultados da análise CFD, que contém os valores obtidos em diversos pontos distribuídos ao longo da geometria do conjunto de artérias, de acordo com o refinamento de malha (Tabela 1). A malha mais refinada está representada na figura 3.

Tabela 1. Malhas produzidas

Malha	Número de elementos
1	17546
2	29171
3	64544
4	115577
5	1036778

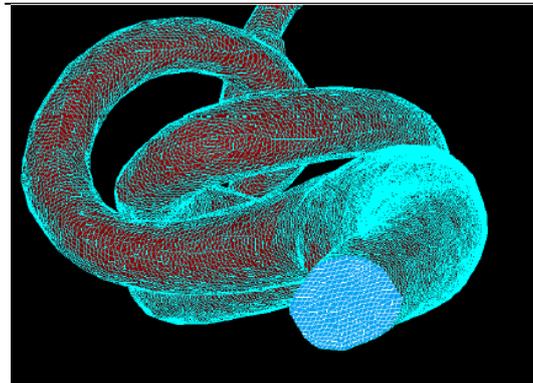


Figura 3. Malha 5

3.3 Equações Governativas e Definição das Condições de Contorno

O Método dos Volumes Finitos (MVF) é uma análise matemática que consiste na divisão de um meio contínuo em pequenos volumes de controle (VC), mantendo as mesmas propriedades do meio original. A união de todos os elementos, definida a quantidade de nós no software, caracteriza-se como sendo a malha.

Segundo (GONÇALVES, 2007), o MVF pode ser aplicado a qualquer tipo de malha. A malha define apenas as fronteiras do volume de controle e não necessita estar relacionada com um sistema de coordenadas.

As equações que governam o escoamento de fluidos são as equações de conservação da massa, quantidade de movimento e de energia. No sistema cartesiano, as equações são representadas pelas equações x, y e z:

$$\frac{\delta \rho}{\delta t} + \frac{\delta \rho}{\delta x_j} (\rho u_j) = 0 \quad (1)$$

$$\frac{\delta}{\delta t} (\rho u_i) + \frac{\delta}{\delta x_j} (\rho u_j u_i) = -\frac{\delta P}{\delta x_j} + \frac{\delta}{\delta x_j} \left(\mu \frac{\delta T}{\delta x_j} \right) + S_u \quad (2)$$

$$\frac{\delta}{\delta t}(\rho T) + \frac{\delta}{\delta x_j}(\rho u_j T) = \frac{\delta}{\delta x_j} \left(\frac{k}{c_p} \frac{\delta T}{\delta x_j} \right) + S_T \quad (3)$$

Onde:

- ρ é a massa específica;
- t é o tempo;
- u_j é o vetor de velocidade em uma das direções;
- u_i é o vetor de velocidade perpendicular a u_j ;
- T é a temperatura;
- S_u é o termo fonte.

O estudo fluidodinâmico se iniciou através do cálculo do número de Reynolds da entrada do fluido definido por:

$$Re = \frac{VD\rho}{\mu} \quad (4)$$

Onde:

- V é velocidade;
- μ é a viscosidade;
- D é o diâmetro;

A viscosidade dinâmica do sangue considerada foi de 0,00345 Pa.s a massa específica de 1067 kg/m³, pressão sistólica de 120mmHg (GESSAGHI et al., 2008) e Velocidade média de entrada de 0,65m/s. (MALECHA et al.,2011)

Segundo (HALL; GUYTON, 2011), a velocidade do fluxo sanguíneo pode ser determinada pela Lei de Poiseuille (Eq. 5)

$$F = \frac{\pi \Delta P r^4}{8 \eta l} \quad (5)$$

Onde:

- F é a velocidade do fluxo sanguíneo;
- ΔP é a diferença de pressão entre as extremidades do vaso;
- r é o raio do vaso; l é o comprimento do vaso;
- η é a viscosidade do sangue.

Foram definidas duas condições para simulação, a primeira condição a ser simulada, tem como condição de contorno nas saídas da veia carótida externa e interna uma pressão de mesma magnitude. A pressão utilizada foi de 120mmHg. A vazão de entrada na artéria carótida comum calculada resulta em um fluxo de entrada de 1,4x10⁻⁵ m³/s.

A segunda condição utilizou a mesma vazão de entrada da condição 1, porém, a vazão de saída da carótida interna foi obtida através da curva do ciclo sanguíneo conforme mostrado na figura 4.

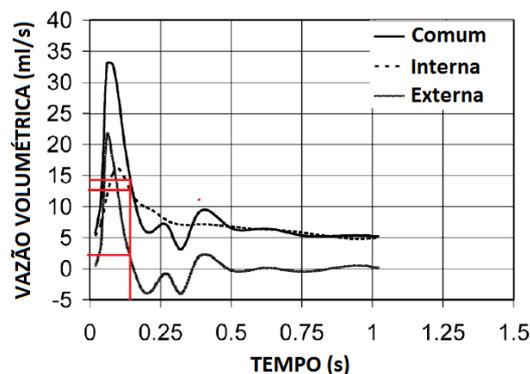


Figura 4. Gráfico das vazões sanguíneas nas carótidas comum, interna e externa

A figura 5 evidencia as regiões onde foram aplicadas estas condições de contorno:

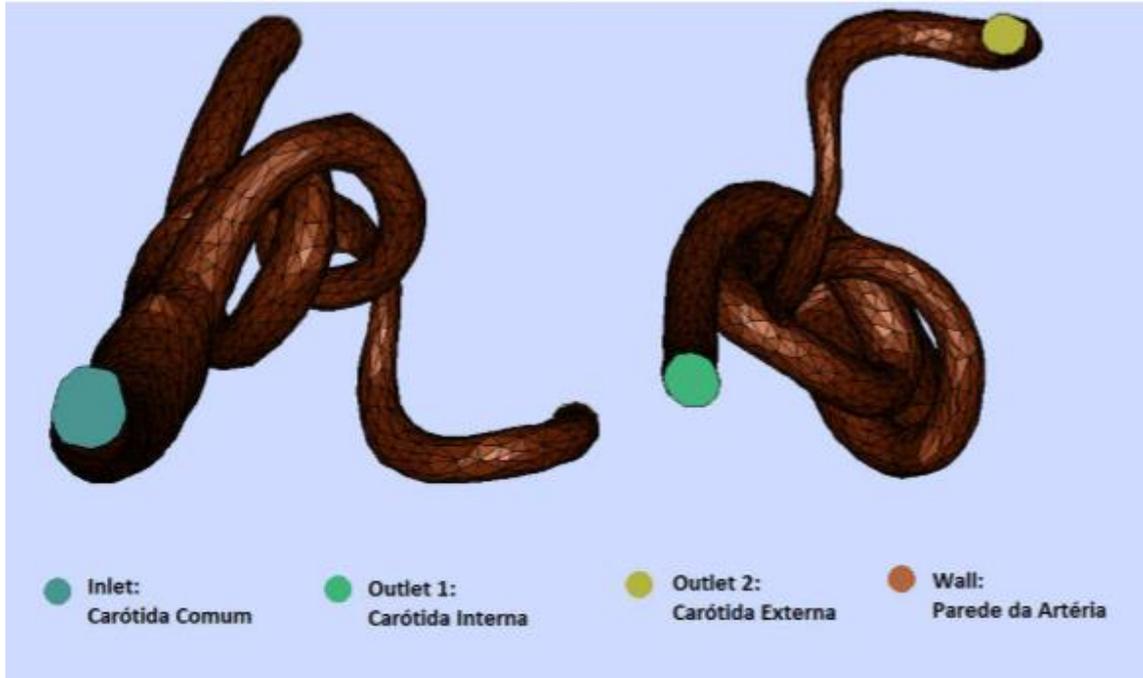


Figura 5. Condições de contorno

Os modelos de turbulência utilizados adicionam as equações 6 e 7 (k-epsilon), e as equações 8 e 9 (K-omega SST):

$$\frac{\delta(\rho k)}{\delta t} + \vec{\nabla}(\rho k \vec{V}) = \vec{\nabla} \left[\frac{\mu_t}{\sigma_k} \vec{\nabla}(k) \right] + 2\mu_t S_{ij} \cdot S_{ij} - \rho \epsilon \quad (6)$$

$$\frac{\delta(\rho \epsilon)}{\delta t} + \vec{\nabla}(\rho \epsilon \vec{V}) = \vec{\nabla} \left[\frac{\mu_t}{\sigma_\epsilon} \vec{\nabla}(\epsilon) \right] + C_{1\epsilon} \frac{\epsilon}{k} 2\mu_t S_{ij} \cdot S_{ij} - C_{2\epsilon} \rho \frac{\epsilon^2}{k} \quad (7)$$

$$\frac{\delta(\rho k)}{\delta t} + \vec{\nabla}(\rho k \vec{V}) = \vec{\nabla} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_k} \right) \vec{\nabla}(k) \right] + P_k - \beta \rho k \omega \quad (8)$$

$$\frac{\delta(\rho \omega)}{\delta t} + \vec{\nabla}(\rho \omega \vec{V}) = \vec{\nabla} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_{\omega t}} \right) \vec{\nabla}(\omega) \right] + \gamma_2 \left(2\mu_t S_{ij} \cdot S_{ij} - \frac{2}{3} \rho \omega \frac{\delta V_i}{\delta x_i} \right) - \beta_2 \rho \omega^2 + 2 \frac{\rho}{\sigma_{\omega,2} \omega} \frac{\delta k}{\delta x_k} \frac{\delta \omega}{\delta x_k} \quad (9)$$

Os termos inseridos são:

- k , energia cinética turbulenta;
- ϵ , dissipação de energia cinética turbulenta;
- ω , frequência de dissipação de energia cinética turbulenta.

4 RESULTADOS

4.1 Teste de convergência de malha

A maior distorção dos resultados para velocidade no eixo X foi de 0,21m/s. Para velocidade na direção Y foi percebida uma variação de até 100%, com uma oscilação de até 0,3m/s. Essas variações estão compreendidas nas regiões onde a malha é mais grosseira. Para velocidade em Z, que representa a direção principal do fluxo, foram observadas variações de 0,21m/s e 0,167m/s.

Com exceção da malha de 0,8mm para velocidade em Y, não houveram diferenças significativas nos resultados para as diferentes malhas, e a partir da malha de 0,5mm não foram observadas instabilidades. Desta forma, a malha utilizada foi a malha de 0,5mm.

4.2 Simulação numérica

4.2.1 Caso 1 – Modelo de turbulência k-epsilon RNG

De acordo com a lei da continuidade utilizada para fluidos incompressíveis, a vazão de entrada deve ter o mesmo valor da vazão de saída para um volume de controle. Foi calculado que no interior da ACI (*Outlet1*) há uma vazão volumétrica de saída 3,8 vezes maior do que a ACE (*Outlet2*). Existem dois fatores que contribuem para essa divisão do escoamento pela bifurcação. A primeira razão é devida à seção transversal de saída da ACE ser 1,65 vezes maior que a seção da ACI, e a segunda razão é devida à inclinação da ACE, em relação à ACC, ser 8,45 vezes maior que a inclinação da ACI na região na bifurcação (Figura 6). Quanto maior a inclinação da ACI em relação à ACC no plano sagital, maior é a restrição imposta ao fluxo nessa artéria (mudança de direção de maneira abrupta) e, conseqüentemente, menor a vazão na ACI.

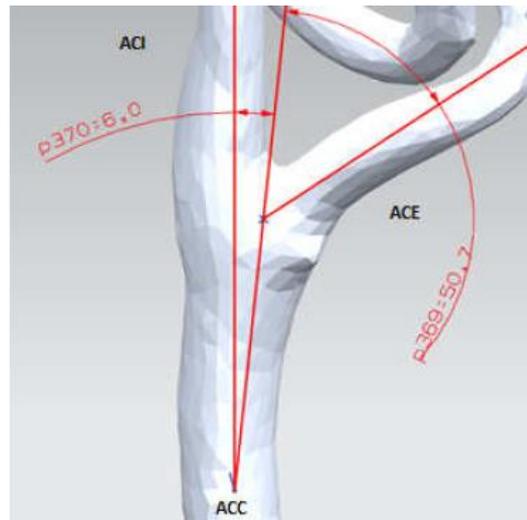


Figura 6. Ângulos da ACE e ACI em relação à ACC na região da bifurcação

A Figura 7 mostra o desenvolvimento da velocidade ao longo da bifurcação da Artéria Carótida Comum (ACC). Onde há aumento de seção (seio carotídeo), há uma diminuição da velocidade de 0,67 m/s para cerca de uma velocidade máxima de aproximadamente 0,4 m/s. O fluxo sanguíneo se divide então entre a ACI (acompanhado de um aumento de velocidade devido a uma diminuição da secção) e a ACE (cujo perfil de velocidade tem 0,3 m/s como máximo valor na região imediatamente após a bifurcação).

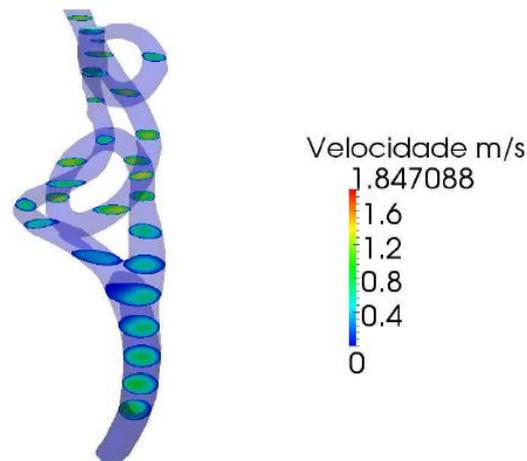


Figura 7. Perfil de velocidade ao longo da carótida

Para o resultado do perfil de velocidade na ACI, é possível verificar também o perfil de velocidade com a formação da camada limite na região próxima à parede, parede essa que, pela condição de contorno, tem velocidade zero. A máxima velocidade desenvolvida na saída da artéria interna foi de 1,25 m/s, 1,58 vezes maior que a velocidade desenvolvida na saída da ACE (Figura 8).

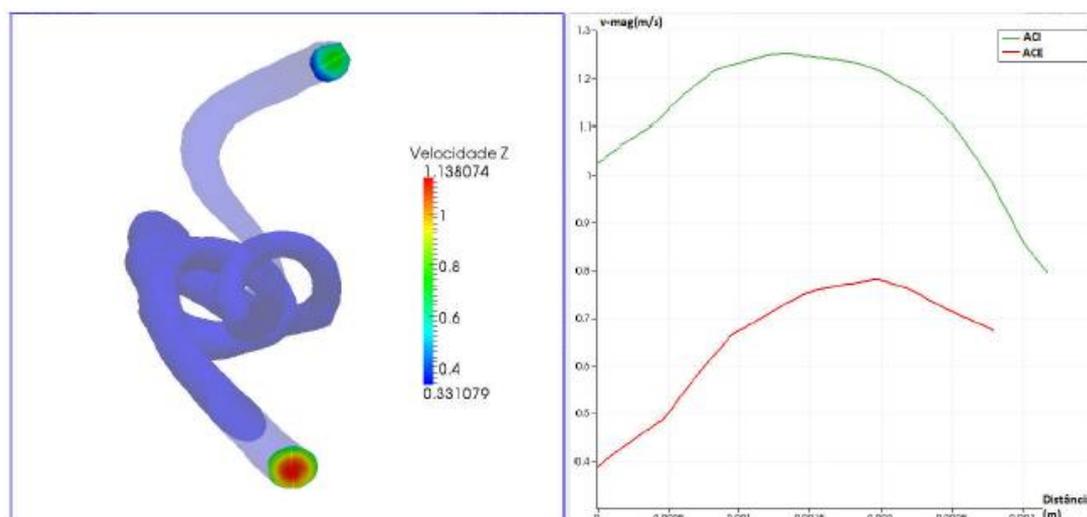


Figura 8. Perfil de velocidade na saída da ACI e da ACE em m/s

As linhas de fluxo plotadas (Figura 9) mostram a trajetória da partícula fluida no escoamento sanguíneo. É possível ver a formação de vorticidade na região do seio carotídeo, causada pela mudança de direção do fluxo na entrada na ACE. Com a escala de cores também é possível perceber que as linhas de fluxo mais externas, predominantemente em azul, fazem parte da camada limite de escoamento, enquanto as linhas de cores quentes, mais internas, possuem maior magnitude de velocidade.

O número de linhas de fluxo direcionadas para o interior da ACI, visualmente, é maior que o número de linhas de fluxo direcionadas para a ACE. Isso acontece, pois, a ACI oferece menos restrição ao fluxo em relação à ACE para a condição simulada (vazão de entrada de $1,46 \times 10^{-5} \text{ m}^3/\text{s}$).

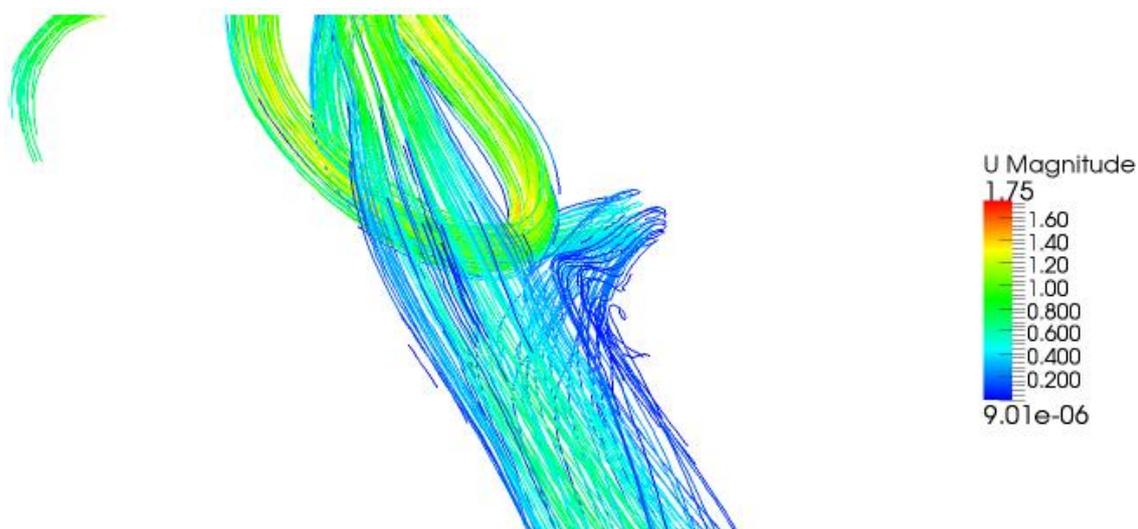


Figura 9. Linhas de fluxo

4.2.2 Caso 1 – Modelo de turbulência k-Omega SST

Comparando com os valores obtidos para os modelos de turbulência, houve um acréscimo de 1,46% do valor de vazão volumétrica da ACI do modelo RNG k-epsilon em

relação ao modelo K- ω SST (Shear Stress Transport), e um decréscimo de 3,63% da vazão volumétrica no interior da ACE do modelo RNG k-epsilon em relação ao modelo K- ω SST.

Com a mudança da distribuição da vazão entre as artérias carótidas interna e externa, existe uma mudança do perfil de velocidade do escoamento. Através do seccionamento da estrutura da bifurcação é possível comparar como ocorre o desenvolvimento do fluxo principalmente antes da bifurcação e como o modelo de turbulência influencia no resultado obtido.

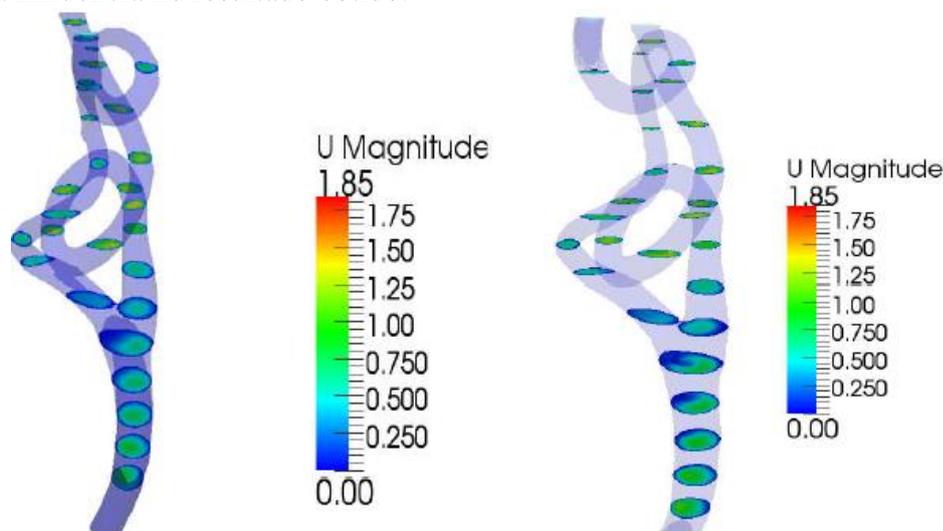


Figura 10. Perfis de velocidade no modelo RNG k- ϵ (esquerda) e k- ω SST (direita)

Após a bifurcação, a diferença entre os modelos foi suavizada, conforme mostrado na Figura 11. O valor máximo de velocidade em magnitude para a 6ª seção pelo modelo RNG k- ϵ é 6,9 % menor em relação ao modelo SST.

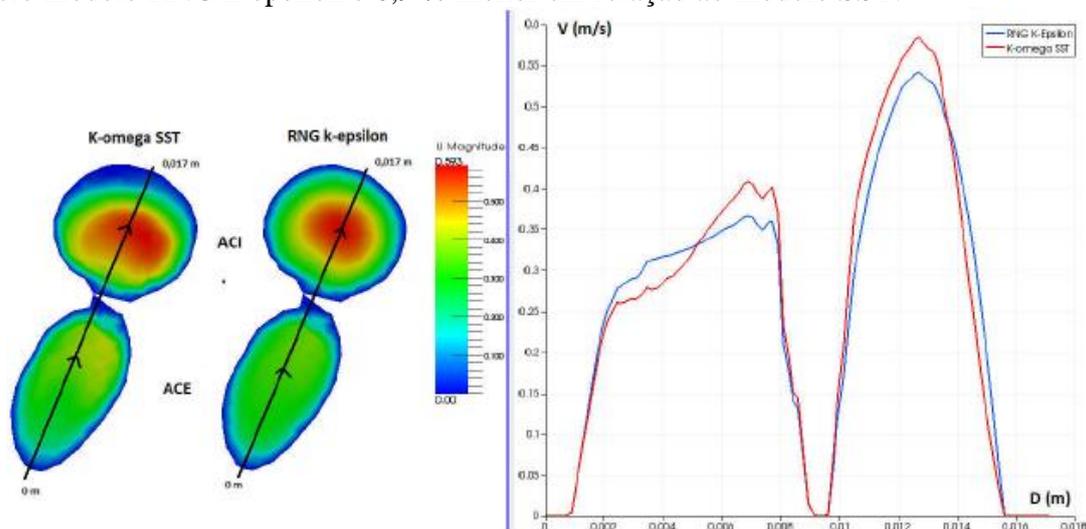


Figura 11. Comparação entre os perfis de Velocidade para a 6ª seção, imediatamente após a bifurcação, entre os modelos RNG k- ϵ e K- ω SST

Colocando lado a lado os gráficos de perfil de velocidade para as seções 5 e 6, observa-se uma queda significativa da velocidade máxima do fluxo sanguíneo após a bifurcação da ACC (32,94 % utilizando o modelo SST de turbulência e uma queda de 20,59% 66 utilizando o RNG k- ϵ). Essa perda de energia cinética é causada pelo

aumento da seção de 0,10 para 0,17 de comprimento além da mudança de direção e divisão do escoamento pela parede da bifurcação.

Outra observação em relação à Figura 11, é que no modelo K-ômega SST, há uma região maior de baixa velocidade próxima ao seio carotídeo. Essa região é crítica pela formação de placas na parede da carótida comum através da absorção do LDL (depositado e concentrado na íntima). As formações de placas podem diminuir a área de seção transversal da ACC e restringir o fluxo sanguíneo nessa região, causando distúrbio hemodinâmico ao paciente.



Figura 12. Linhas de fluxo no modelo RNG k-épsilon (esquerda) e k-ômega SST (direita)

A Figura 12 evidencia a diferença do escoamento obtido pelo modelo de turbulência RNG K-épsilon em relação ao modelo SST. Na região da bifurcação, próxima à parede da artéria carótida externa, houve um aumento na recirculação do fluxo sanguíneo representados por linhas azuis distorcidas. A geometria da ACC do paciente avaliado favorece o direcionamento do fluxo para a ACI, como já mostrado pela 5ª seção da Figura 11 detalhada pela Figura 12. Como efeito da mudança de direção brusca do fluxo na ACE existe o retorno do fluxo a fim de preencher a porção esquerda da ACC, diminuindo consideravelmente a velocidade do escoamento nessa região (de 0,6m/s para 0,2m/s).

4.2.3 Caso 2 – Modelo de turbulência k-Omega SST

Somando-se as vazões de saída e comparadas com a vazão de entrada, é encontrado um erro de 0,00308%. Tomando como comparação a solução do item 4.2.2 em relação à condição de imposição da vazão de saída pela ACI (modelos simulados com a utilização do k-ômega-SST), houve um acréscimo da vazão calculada para a ACI de 25,20%, enquanto a vazão no interior da ACE decresceu de 50,08% em sua magnitude.

A Figura 13 mostra que, com o aumento da vazão no interior da ACI, houve maior alteração do perfil de velocidade nas seções 5 e 6, contadas a partir da ACC até a porção superior da bifurcação da carótida comum. Essas seções correspondem, respectivamente, às seções imediatamente antes e depois da divisão do escoamento sanguíneo, região onde há mudança de direção da partícula fluida e diminuição de seção transversal. Houve também um aumento de velocidade máxima no interior da ACI (1,2 m/s para 1,6 m/s em

magnitude) e um decremento da velocidade máxima do sangue no interior da ACE (0,85m/s para 0,4m/s).

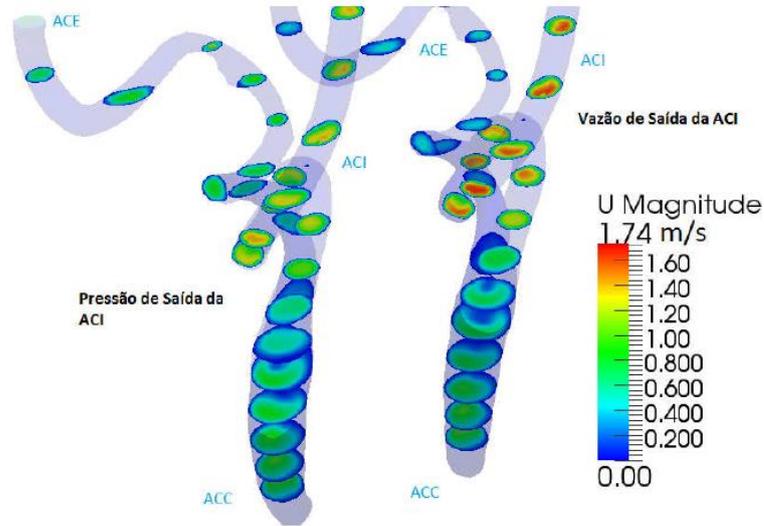


Figura 13. Comparação dos perfis de Velocidade para as diferentes condições de contorno na ACI

Houve um deslocamento de 0,5 mm da velocidade máxima encontrada no campo de velocidade da seção 5 da ACC, e, um deslocamento de 1,5 mm da velocidade máxima, comparando o modelo com imposição da pressão de saída com a imposição da vazão de saída, encontrada na ACI na seção 6. Não houve deslocamento aparente do perfil de velocidade da ACE, mas sim uma diminuição de velocidade máxima em 0,1 m/s.

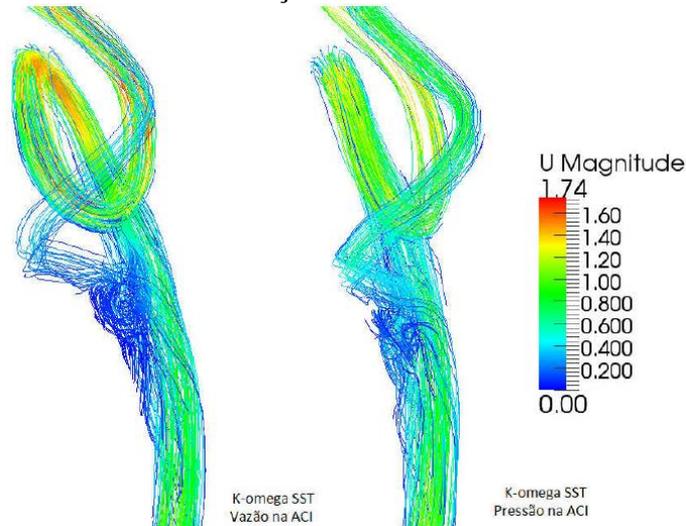


Figura 14. Comparação das linhas de fluxo para as diferentes condições de contorno na ACI

Com a diminuição da vazão no interior da ACE e o conseqüente aumento da vazão na ACI, houve aumento da distorção das linhas de fluxo na porção esquerda da bifurcação, região próxima à parede. O que mostra que o fluxo se torna mais turbulento com o deslocamento do fluxo sanguíneo para a ACI e com o aumento da velocidade na mesma.

5 CONCLUSÕES

A construção do modelo tridimensional a partir de angiografia conseguiu reproduzir de maneira satisfatória a geometria da artéria carótida comum. As ferramentas de suavização proporcionaram qualidade superior à imagem, contribuindo para eliminação de faces distorcidas e duplicadas.

Com a aplicação da discretização através da metodologia proposta, conclui-se a possibilidade de avaliação do comportamento hemodinâmico utilizando o método de volumes finitos. Cujos resultados de velocidade, pressão, turbulência e tensão cisalhante podem ser determinantes para detecção de causas, diagnósticos e tratamentos de pacientes.

As características de escoamento laminar evidenciados na literatura de Hall e Guyton, (2011), foram constatados através do cálculo obtidos pela e pelos resultados da simulação. Tais características são de perfil parabólico de escoamento, baixas velocidades nas regiões próximas à parede e máximas no centro do vaso sanguíneo.

A influência do modelo de turbulência para a hemodinâmica se mostrou tópico importante de análise, principalmente nos perfis de velocidade da região da bifurcação da carótida comum.

Os modelos de turbulência SST e RNG apresentaram distorções nas linhas de fluxo, na região da bifurcação. A literatura prevê como causa de turbulência, a existência de um ângulo fechado e ou restrição ao escoamento. O modelo de turbulência SST representou maiores distorções nas linhas de fluxo em relação ao modelo de RNG, fruto da maior magnitude de energia cinética turbulenta. O aumento do fluxo na ACI também gerou um aumento significativo de energia turbulenta.

Foi observado a enorme influência do refinamento de malha nos resultados das variáveis do escoamento, principalmente da velocidade, foco deste trabalho. Malhas que apresentam maior quantidade de elementos 3D (volumes) e menor tamanho de elemento, fornecem resultados mais confiáveis e menos dispersos, comparando-os com malhas menos refinadas.

AGRADECIMENTOS

Os autores generosamente agradecem o apoio da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais – PUCMINAS e a Fundação de Amparo a Pesquisa de Minas Gerais – FAPEMIG.

REFERÊNCIAS

AZEVEDO, B.M.C. **Estudo preliminar da hemodinâmica em modelos simplificados de aneurismas saculares**. 2010. Dissertação (Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica). Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Portugal.

BOX F.M.A., GEES R.J., RUTTEN M.C.M., REIBER J.H.C. The Influence of Flow, Vessel Diameter, and Non-Newtonian Blood Viscosity on the Wall Shear Stress in a Carotid Bifurcation Model for Unsteady Flow. **Investigative Radiology**, Philadelphia, vol 40, 5, p. 277-294, Maio. 2005.

CERROLAZA M., RODRIGUES H., DOLARÉ M., AMBROSIO J., VICECONTI M.

PINTO, Leandro Tinano Magalhães, JANUÁRIO, João Rodolfo, NOGUEIRA, Cícero Santos, MENDONÇA, Pedro Ferreira, MAGALHÃES JÚNIOR, Pedro Américo Almeida, LANDRE JÚNIOR, János

Sensitivity of blood flow at the carotid artery to the heart inflow boundary condition. In: **III INTERNATIONAL CONGRESS ON COMPUTATIONAL BIOENGINEERING**, 2007, Isla de Margarita.

GESSAGHI V.C., RASCHI M., PERAZZO C.A., LARRETEGUY A.E. Influence of arterial pressure on a model for cholesterol accumulation and intimal growth. **Mecânica Computacional**, San Luis, vol 27, p. 3339-3349, Nov. 2008.

GONÇALVES, Nelson Daniel Ferreira et al. Método dos volumes finitos em malhas não-estruturadas. **Portugal: Faculdade de Ciências da Universidade do Porto**, 2007.

GUYTON, A.C.; HALL, J.E. **Tratado de Fisiologia Médica**. 12^a ed. Rio de Janeiro, Elsevier Ed., 2011.

KU D.N., GIDDNES D.P., ZARINS C.K., GLAGOV S. **Pulsatile flow and atherosclerosis in the human carotid bifurcation. Positive correlation between plaque location and low oscillating shear stress**. American Heart Association, Dallas, 1985. Disponível em: <http://atvb.ahajournals.org>. Acesso em: 10 jun 2013.

MALECHA Z., MIROSŁAW L., T. TOMCZAK T., KOZA Z., MATYKA M., TARNAWSKI W., SZCZERBA D. GPU-based simulation of 3D blood flow in abdominal aorta using OpenFOAM. **Archives of Mechanics**, Warszawa, vol 63, 2, pp. 137-161, 2011

MILNER J.S., MOORE J.A., RUTT B.K., STEINMAN D.A. Hemodynamics of human carotid artery bifurcations: Computational studies with models reconstructed from magnetic resonance imaging of normal subjects. **Journal of Vascular Surgery**. City, 1998.

TANAKA, Nobuatsu; TAKANO, Tatsuo. Microscopic-scale simulation of blood flow using SPH method. **International Journal of Computational Methods**, v. 2, n. 04, p. 555-568, 2005.