



**UNIVERSIDADE FEDERAL DO OESTE DO PARÁ – UFOPA
INSTITUTO DE ENGENHARIA E GEOCIÊNCIAS – IEG
BACHARELADO INTERDISCIPLINAR EM CIÊNCIA E TECNOLOGIA**

TÚLIO PEREIRA DE SOUZA

**SIMULAÇÃO DO ESCOAMENTO SANGUÍNEO NA BIFURCAÇÃO DA
ARTÉRIA CARÓTIDA**

SANTARÉM

2017

TÚLIO PEREIRA DE SOUZA

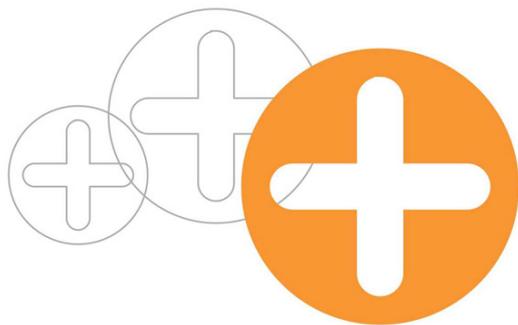
**SIMULAÇÃO DO ESCOAMENTO SANGUÍNEO NA BIFURCAÇÃO DA
ARTÉRIA CARÓTIDA**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Bacharelado Interdisciplinar em Ciência e Tecnologia para obtenção do grau de Bacharel em Ciência e Tecnologia na Universidade Federal do Oeste do Pará, Instituto de Engenharia e Geociências.

Orientador: Josecley Fialho Goes

SANTARÉM

2017



XX ENMC
ENCONTRO NACIONAL DE
MODELAGEM COMPUTACIONAL

VIII ECTM
ENCONTRO DE CIÊNCIA E
TECNOLOGIA DE MATERIAIS



16 a 19 de Outubro de 2017
Instituto Politécnico - Universidade do Estado de Rio de Janeiro
Nova Friburgo - RJ

SIMULAÇÃO DO ESCOAMENTO SANGUÍNEO NA BIFURCAÇÃO DA ARTÉRIA CARÓTIDA

Túlio Pereira de Souza¹ - pstulio@hotmail.com

Andrew Henrique Barreto¹ - andrew_barreto@hotmail.com

Josecley Fialho Góes¹ - josecley.goes@ufopa.edu.br

¹Universidade Federal do Oeste do Pará, Instituto de Engenharia e Geociências - Santarém, PA, Brasil

Resumo. *A Dinâmica dos Fluidos Computacional é uma ferramenta que se tornou crucial para o desenvolvimento tecnológico em diversas áreas. Dentro desta perspectiva, vêm em crescente ascensão nas últimas décadas a Hemodinâmica Computacional, campo da ciência que se ocupa da simulação computacional do escoamento sanguíneo no sistema circulatório. Nesta linha, o presente trabalho se propôs a simular computacionalmente, em duas dimensões, o escoamento sanguíneo na bifurcação da artéria carótida, localizada na região lateral do pescoço. Esta região é de vital importância, pois é responsável por conduzir sangue para a face e para o cérebro, porém, devido a sua geometria altamente irregular, apresenta grande susceptibilidade ao surgimento da aterosclerose, doença que obstrui o fluxo sanguíneo. Objetiva-se, no presente trabalho, compreender o padrão de escoamento local e como a geometria da bifurcação o afeta, buscando distúrbios que possam indicar o surgimento da aterosclerose. Foi utilizado o Método dos Volumes Finitos implementado no software livre OpenFOAM®, utilizando-se uma malha triangular não-estruturada e obteve-se as linhas de corrente e o campo de velocidade do escoamento, constatando-se a presença de regiões de fluxo reverso que propiciam o surgimento da aterosclerose. Tais resultados foram comparados com outra bibliografia que abordou o tema.*

Palavras-chave: *Hemodinâmica Computacional, Artéria Carótida, Método dos Volumes Finitos, OpenFOAM®*

1. INTRODUÇÃO

As ferramentas de simulação computacional tornaram-se cruciais para o desenvolvimento de uma ampla gama de tecnologias do cotidiano, desempenhando um papel de facilitadoras do avanço tecnológico. Uma destas ferramentas é a Dinâmica dos Fluidos Computacional (DFC), que busca solucionar numericamente e computacionalmente problemas de escoamento de fluidos.

Dentro do escopo da DFC, Tu et al. (2015) assentam que uma área que experimenta crescente ascensão é a Hemodinâmica Computacional (HC). Este campo da ciência consiste na

simulação computacional do escoamento sanguíneo no sistema circulatório humano e têm se mostrado uma ferramenta poderosa, emergente nas últimas décadas, porém ainda subutilizada em aplicações práticas de biomedicina.

Entre as contribuições trazidas pela HC, se destaca seu potencial particularmente grande para ajudar a biomedicina a entender doenças cardiovasculares (Sinnott et al., 2006). Outros autores, como Tu et al. (2015), afirmam que a HC é um campo que oferece diversas possibilidades de suporte à biomedicina, como por exemplo, o planejamento virtual de cirurgias, avaliação clínica de doenças vasculares e desenvolvimento de dispositivos médicos. Em Tu et al. (2013), são elencados uma série de outros benefícios da aplicação da DFC na área biomédica, tais como o melhor entendimento dos processos biológicos do organismo humano e o auxílio ao desenvolvimento de melhores procedimentos cirúrgicos.

Tendo em vista a relevância do tema, o presente trabalho tem como objetivo simular computacionalmente, em duas dimensões, o escoamento sanguíneo na bifurcação da artéria carótida, localizada na região lateral do pescoço. O objeto de estudo é o escoamento sanguíneo no sistema circulatório humano fazendo-se necessário, portanto, tecer algumas considerações sobre o sangue. Sangue pode ser definido como uma suspensão de elementos figurados (hemácias, leucócitos e plaquetas) num fluido chamado de plasma (Beleza, 2003). Em termos percentuais as hemácias constituem 40-45 % de todo o volume sanguíneo, enquanto leucócitos e plaquetas juntas constituem menos de 1 % (Nobuatsu & Takano, 2005). O restante da composição corresponde ao plasma.

Majoritariamente, o fluxo sanguíneo no corpo humano apresenta um comportamento não-newtoniano, pois a maioria dos vasos sanguíneos têm um diâmetro da mesma ordem de grandeza das células sanguíneas e, neste caso, os efeitos de viscosidade superam os efeitos de inércia (Nobuatsu & Takano, 2005), havendo, nessas situações, a presença de baixas taxas de cisalhamento no escoamento (Beleza, 2003). Ainda segundo Nobuatsu & Takano (2005), em vasos onde o diâmetro possui uma ordem de grandeza muito maior em relação ao tamanho das células, o fluxo pode ser simulado numericamente assumindo-se um caráter newtoniano, no qual os efeitos de inércia passam a superar os efeitos de viscosidade.

O parâmetro que vai determinar a possibilidade ou não da simulação numérica considerando-se o escoamento sanguíneo como newtoniano é o número de Reynolds (Re), definido por Fortuna (2012) como a razão entre forças inerciais e forças viscosas em um escoamento, podendo ser escrito como $Re = \frac{V \cdot d}{\nu}$, onde V é a velocidade do fluido, d o diâmetro do vaso sanguíneo (neste caso) e ν a viscosidade cinemática. De acordo com Nobuatsu & Takano (2005), as características não-newtonianas do escoamento sanguíneo podem ser negligenciadas para Re variando de centenas a milhares, enquanto que para Re no intervalo de 0,01 à 0,1 esta consideração não pode ser feita. Esta condição, em que o escoamento sanguíneo pode ser assumido como newtoniano, só é observada em vasos maiores, chamados de macroscópicos pela literatura, contudo, tais vasos representam apenas uma pequena fração do sistema circulatório, existindo cerca de 10^{10} vasos sanguíneos com diâmetros do tamanho das células sanguíneas (Dzwiniel et al., 2003).

O sangue humano apresenta massa específica um pouco acima da água ($\rho \approx 1060 \text{ kg/m}^3$) e viscosidade cinemática na faixa de 3 à $4,5 \times 10^{-6} \text{ m}^2/\text{s}$, percorrendo vasos sanguíneos com uma variedade de diâmetros. As maiores medidas se encontram nas artérias aorta e pulmonar, com diâmetros da ordem de 16 a 20 mm em homens adultos, e nos capilares (os menores vasos) verificam-se diâmetros da ordem de 4 a 6 μm (Beleza, 2003).

Em hemodinâmica computacional diversos trabalhos têm sido publicados estudando vasos sanguíneos, a exemplo da aorta. O presente trabalho se restringiu a simular computacional-

mente, em duas dimensões, a bifurcação da artéria carótida em regime permanente. As carótidas são um par de artérias que se localizam em ambos os lados do pescoço humano, sendo as principais responsáveis pela condução de sangue para a face e para o cérebro. A carótida tem um ramo principal, chamado de artéria carótida comum (*acc*), que se bifurca em dois outros ramos: a artéria carótida externa (*ace*) e a artéria carótida interna (*aci*). Esta irriga o cérebro e apresenta um alargamento denominado *sinus* (ou bulbo), já aquela irriga a face. De acordo com Guyton & Hall (2011), o cérebro recebe aproximadamente 14 % do fluxo sanguíneo total, o que corresponde a cerca de 700 ml/min de sangue sendo suprido ao cérebro através da carótida.

Como supracitado, 14 % do fluxo sanguíneo total é direcionado ao cérebro através da carótida, especificamente pelo seu ramo interno, tornando esta um dos principais vasos sanguíneos. Reforçando a importância do estudo da referida artéria, Auricchio et al. (2011) informa que a estenose aterosclerótica da artéria carótida, que estreita a bifurcação do pescoço, causa 20 % de todos os acidentes vasculares cerebrais isquêmicos e ataques isquêmicos transitórios. Estenose, em hemodinâmica, é o estreitamento de um vaso sanguíneo causado por alguma condição anômala. A estenose aterosclerótica é, então, o estreitamento do vaso em decorrência de uma doença chamada aterosclerose. A aterosclerose, por sua vez, é causada pelo desenvolvimento de depósitos gordurosos e fibróticos nas paredes arteriais (Guyton & Hall, 2011).

O comportamento do escoamento sanguíneo em veias e artérias é fortemente dependente de suas características geométricas, como ramificações, dobras e constrições do vaso. A importância de simulações da carótida reside no fato de que se for conhecido o padrão de escoamento nessa região e compreendido como a geometria afeta o escoamento torna-se possível verificar a presença de distúrbios no campo de velocidade e pressão, fatores estes que podem indicar o surgimento da aterosclerose levando, assim, ao diagnóstico precoce desta anomalia.

Diversos autores, tais como Auricchio et al. (2011), Nobuatsu & Takano (2005) e Sinott et al. (2006) relatam que uma das principais características de regiões bifurcadas é a presença de padrões de escoamento com distúrbio, tornando a bifurcação da carótida uma das regiões mais suscetíveis à aterosclerose.

2. EQUAÇÕES DE BALANÇO

O escoamento sanguíneo na artéria carótida é modelado por Equações Diferenciais Parciais (EDPs). Geralmente, para descrever problemas reais, estas equações assumem a forma não-linear e, portanto, uma solução analítica é difícil de ser obtida ou inviável. Logo, é necessário o emprego de uma abordagem numérica, considerando condições de contorno e/ou iniciais, permitindo-se que uma solução seja obtida numa região de interesse. As EDPs que governam o escoamento de fluidos, inclusive o sangue, são obtidas a partir de balanços de massa e de momento.

Aplicando-se o princípio de conservação da massa a um volume de controle dV , fixo no espaço e no tempo, tem-se que a taxa de variação da massa em relação ao tempo, no interior do volume de controle, deve ser igual ao fluxo de massa cruzando sua superfície (Fortuna, 2012). Partindo desse pressuposto é possível a dedução da equação da continuidade

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \rho \nabla \cdot \mathbf{U} + \mathbf{U} \cdot \nabla \rho = 0, \quad (1)$$

em que ρ é a massa específica, t é o tempo e \mathbf{U} é o vetor velocidade. Já a equação do *momentum* representa a conservação da quantidade de movimento e pode ser obtida a partir da segunda Lei de Newton. A dedução é feita considerando um elemento dV cúbico e quantificando as forças

agindo em cada face devido às tensões que agem normal e tangencialmente (Fortuna, 2012). Pode-se, então, escrever a equação do *momentum* na forma

$$\frac{DU}{Dt} = -\frac{1}{\rho}\nabla p + \frac{1}{\rho}\nabla \bullet \bar{\mathbf{T}} + \mathbf{g}, \quad (2)$$

em que $\bar{\mathbf{T}}$ é o tensor de tensões, p é a pressão termodinâmica e \mathbf{g} é o vetor aceleração da gravidade; a notação D/Dt representa a derivada material. Uma dedução mais detalhada a respeito destas equações governantes pode ser encontrada em Fortuna (2012), Fox & McDonald (2001) e Holzmann (2016).

A abordagem numérica das equações governantes através da simulação computacional, caracteriza a Dinâmica dos Fluidos Computacional (DFC). A DFC é uma alternativa quando se depara com problemas que não possuem uma solução analítica e que ganhou força principalmente por dois fatores correlacionados: a evolução da capacidade de processamento dos computadores digitais e o avanço no desenvolvimento teórico dos métodos numéricos (que incidem diretamente sobre as aproximações e soluções das equações). Esta técnica pode ser utilizada para reduzir substancialmente o tempo e os custos com a concepção e produção de protótipos para testes, além do que, a DFC tem a capacidade de simular condições de fluxo não reproduzíveis em laboratório, como as encontradas na geofísica, em cenários de acidentes nucleares, em cenários de ordem de grandeza elevada e na hemodinâmica (Fortuna, 2012).

Fortuna (2012) afirma que a DFC trabalha com a ideia da discretização das equações governantes do escoamento e do domínio de solução, pois a implementação computacional assim exige tendo em vista que não é possível a obtenção de uma solução numérica sobre uma região contínua, devido aos infinitos pontos desta região. A discretização do domínio de solução (geração da malha computacional) será abordada posteriormente na seção 3.1. Quanto à discretização das equações governantes, foi empregado o Método dos Volumes Finitos (MVF).

O MVF usa a formulação do volume de controle para discretizar as EDPs governantes do escoamento. Quando discretizadas, cada EDP se converte em um sistema de equações algébricas, que é fruto de um balanço de conservação de uma propriedade para cada volume elementar. Isto implica dizer que teremos múltiplos volumes elementares cobrindo o domínio espacial. Uma formulação detalhada do MVF pode ser encontrada em Fortuna (2012).

O MVF foi utilizado através do *software* livre OpenFOAM®, que é de desenvolvimento colaborativo, onde o usuário pode fazer modificações no código para adequação ao seu problema de trabalho. O OpenFOAM® é uma biblioteca de C++, usada primariamente para criar executáveis, que se dividem em duas categorias: *solvers*, desenvolvidos para resolver um problema específico da mecânica do contínuo; e *utilities*, que objetivam realizar tarefas que envolvem manipulação de dados (Greenshields, 2016). No próprio software já há diversos *solvers* e *utilities*, além de vários *case files* prontos para teste, os quais o usuário, com um editor adequado, pode modificar.

3. METODOLOGIA

Em suma, uma simulação computacional pode ser entendida como um processo de três etapas: pré-processamento, processamento e pós-processamento. O pré-processamento corresponde aos passos que antecedem a solução propriamente dita, tais como a modelagem do fenômeno físico (equações governantes abordadas na seção 2.), confecção de geometria e discretização. O processamento é a etapa em que ocorre a solução em si, e o pós-processamento é a etapa de análise dos resultados obtidos através da simulação.

3.1 Pré-processamento

A geometria da bifurcação da artéria carótida, para simulação, foi obtida a partir de Beleza (2003), uma dissertação de mestrado que simula o mesmo fenômeno, porém discretizando as equações governantes com o Método das Diferenças Finitas (MDF). Os resultados obtidos via MVF por este trabalho foram comparados com os obtidos com o MDF por Beleza (2003). Para a construção da geometria foi utilizado o *software* livre FreeCAD.

O FreeCAD é um modelador 3D paramétrico, de código livre, feito principalmente para projetar objetos da vida real. O FreeCAD é livre para fazer *download*, usar, distribuir e modificar e seu código fonte é aberto e público. Este software é também e fundamentalmente um projeto social, uma vez que ele é desenvolvido e mantido por uma comunidade de desenvolvedores e usuários (Havre, 2016).

Após a geometria ter sido construída no FreeCAD, esta foi exportada para outro *software*, o *Gmsh*, que foi utilizado para a geração da malha. O *Gmsh* é um gerador de malha tri-dimensional, que objetiva prover uma ferramenta de geração de malha rápida, leve e de interface amigável com entradas paramétricas e avançadas capacidades de visualização (Geuzaine & Remacle, 2017). Em resumo, a geometria foi confeccionada no FreeCAD, depois exportada para o *Gmsh*, onde foi gerada a malha necessária para a simulação.

O objetivo foi realizar uma simulação bidimensional, assim como aquela encontrada em Beleza (2003). Porém a geometria foi construída em três dimensões no FreeCAD, bem como a malha também foi gerada em 3D, pois o OpenFOAM® exige uma geometria tridimensional, sendo que a opção por uma simulação bidimensional é feita através da adequada escolha das condições de contorno. A Figura 1 apresenta uma vista 2D da malha gerada, com células triangulares não-estruturadas (tetraedros, em 3D), tendo-se optado por este tipo de malha porque, segundo Gonçalves (2007), elas têm a característica de serem mais flexíveis, conseguindo se adaptar à fronteira do domínio de solução sem quaisquer limitações, o que neste caso específico é desejável tendo em vista a geometria irregular da artéria; a malha foi gerada com um total de 12.948 células. A Figura 1 mostra a malha com as condições de contorno utilizadas na simulação.

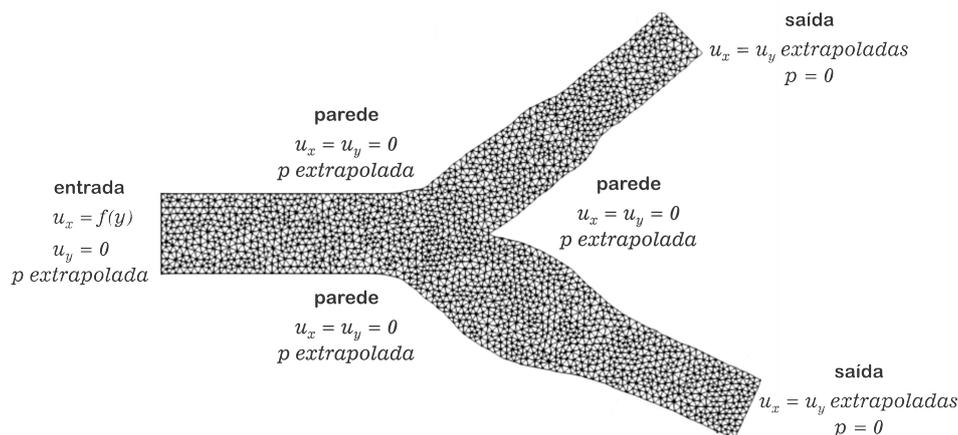


Figura 1- Malha gerada pelo *Gmsh*, com as condições de contorno.

O fluxo sanguíneo tem um comportamento intrinsecamente transiente, devido a sua natureza pulsátil, entretanto, tendo em vista a carga de complexidade envolvida na modelagem e

simulação do problema transiente, como salientado por Beleza (2003), optou-se no presente trabalho simular o fluxo considerando apenas o regime permanente, ficando a simulação para o regime transiente como perspectiva de trabalho futuro.

Os demais parâmetros de simulação foram: massa específica $\rho \approx 1.060 \text{ kg/m}^3$ (escoamento incompressível), viscosidade cinemática igual a $3,7 \text{ m}^2/\text{s}$, sendo utilizado como condição de fronteira na entrada um perfil de velocidade completamente desenvolvido. O número de Reynolds do escoamento é $Re = 250$, ou seja, trata-se de um escoamento laminar em que é válida a aproximação do sangue como um fluido newtoniano; este é o mesmo número de Reynolds da simulação encontrada em Beleza (2003).

3.2 Processamento e Pós-processamento

Após a geração da malha via *Gmsh* partiu-se para a simulação propriamente dita, no OpenFOAM®. O *solver* utilizado foi o *SimpleFOAM*, descrito oficialmente como um *solver* de regime estacionário para escoamentos incompressíveis e turbulentos, que pode no entanto ser utilizado para simulações de regime laminar. Finalmente, após as simulações, o *ParaView* e o *Gnuplot* foram utilizados para visualização e análise dos resultados. Com o *ParaView*, por exemplo, foi possível visualizar o campo de velocidade (ver Fig. 3) do escoamento e compará-lo com àquela obtido por Beleza (2003), já o *Gnuplot* permitiu uma análise dos perfis de velocidade em determinados pontos da artéria (ver Fig. 3) e dos resíduos (ver Fig. 4).

4. RESULTADOS

A bifurcação da carótida possui características geométricas tidas como centrais na formação do fluxo sanguíneo na região, tais como: a presença de efeitos de curvatura nas junções artéria carótida comum–artéria carótida interna e artéria carótida comum–artéria carótida externa; existência de um alargamento do diâmetro na entrada da artéria carótida interna, o *sinus*, que abruptamente se estreita na saída; e assimetria quanto as ramificações das artérias interna e externa (a carótida interna tem um diâmetro maior). O *sinus*, particularmente, é uma região crítica para o fluxo sanguíneo local devido ao seu alargamento e posterior afunilamento, exibindo propriedades de um duto curvo na transição da artéria carótida comum para a artéria carótida interna.

A simulação convergiu depois de 26 iterações, com um $\Delta t = 0,25$. Após a convergência foi utilizado o *ParaView*, conforme mencionado, para visualizar as linhas de corrente e o campo de velocidade bem como utilizou-se o *gnuplot* para visualizar o gráfico de resíduos e os perfis de velocidade em determinados ponto do escoamento, que serão mostrados adiante. A Figura 2 mostra as linhas de corrente do escoamento obtidas em Beleza (2003) e as linhas de corrente obtidas neste trabalho.

Observa-se uma compatibilidade entre as Figs. 2(a) e 2(b), valendo observar que a Fig. 2(b), resultado das simulações realizadas neste trabalho, apresenta um número bem maior de linhas de corrente, o que foi possível graças as poderosas ferramentas de visualização do *ParaView*. A presença dos mesmos padrões de escoamento em ambas as imagens aponta para a compatibilidade, neste aspecto, entre os resultados obtidos aqui via MVF com os resultados obtidos por Beleza (2003) via MDF.

As linhas de corrente comprovam que nas zonas de geometria complexa, supracitadas, o escoamento apresenta comportamento crítico. Quanto a assimetria das ramificações, na bifurcação da artéria o fluxo se divide numa proporção de 40 % para a artéria carótida externa e 60 % para a artéria carótida interna (Beleza, 2003). Através das linhas de corrente observa-se

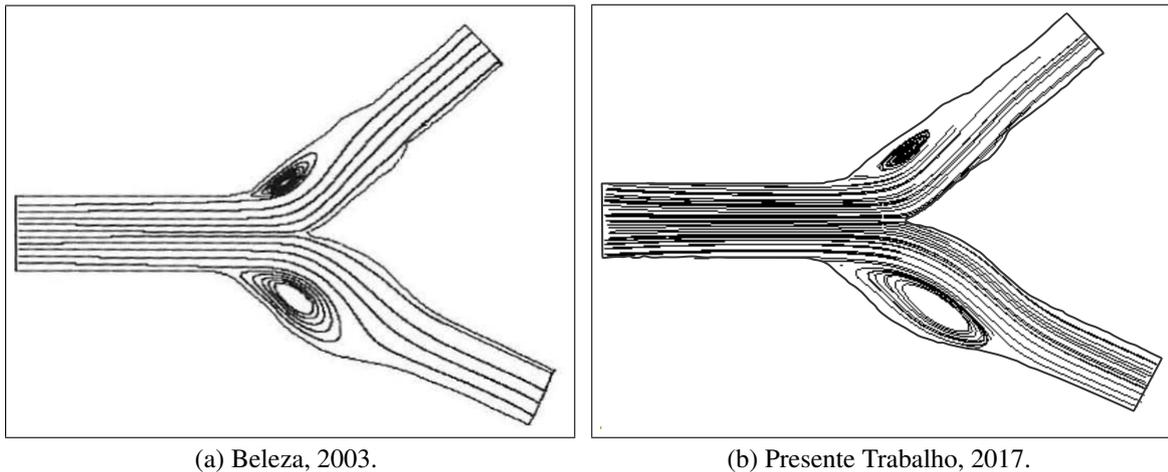


Figura 2- Linhas de corrente do escoamento para $Re = 250$.

que nas ramificações o escoamento se torna mais complexo: tanto na artéria carótida interna (ramo inferior na Fig. 2) como na externa (ramo superior na Fig. 2) há a presença de fluxo reverso, as chamadas recirculações, que se apresentam como redemoinhos em meio ao escoamento. Essas recirculações se formam nas paredes não divisoras (aquelas mais externas) das junções carótida comum–carótida interna e carótida comum–carótida externa, onde a geometria apresenta propriedades de um duto curvo. As implicações dessas recirculações serão discutidas adiante, depois de exibido o campo de velocidade do escoamento.

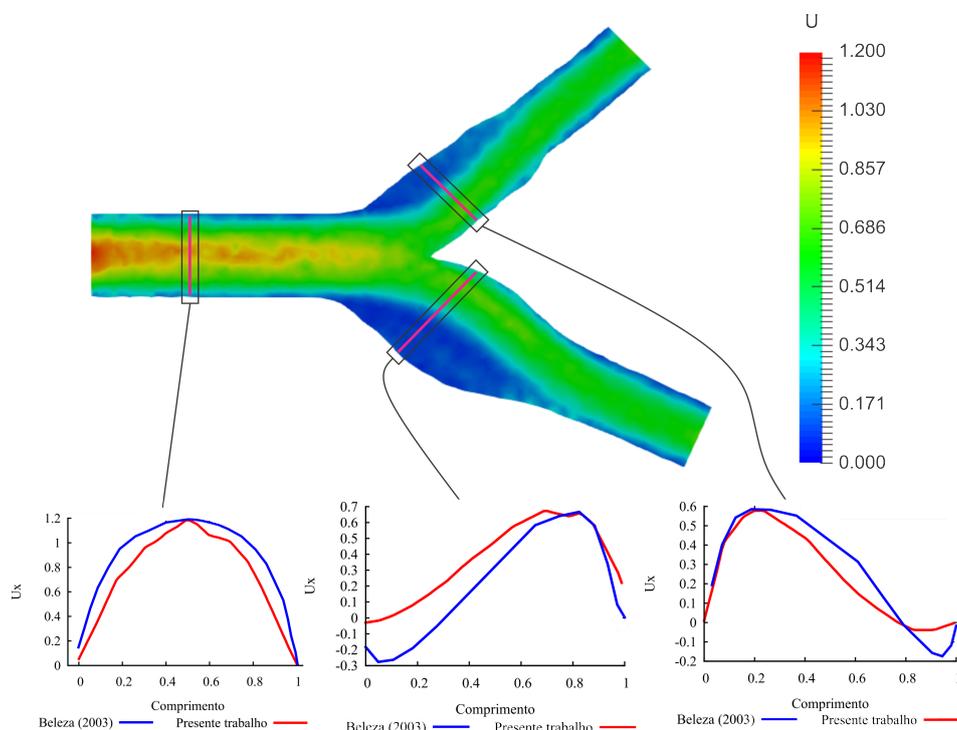


Figura 3- Campo de velocidades obtido neste trabalho.

A Figura 3 apresenta o campo de velocidade do escoamento obtido pelo presente trabalho,

com uma comparação com os resultados de Beleza (2003). No campo de velocidade obtido por Beleza (2003), o perfil de velocidade no decorrer da artéria carótida comum apresenta-se totalmente desenvolvido e simétrico, não havendo influência da bifurcação no comportamento da velocidade; tal situação se reflete no gráfico do perfil de velocidade perfeitamente parabólico obtido pelo referido autor na *acc*. No presente trabalho, apesar de, assim como Beleza (2003), ter-se utilizado um perfil de velocidade totalmente desenvolvido na entrada, verifica-se que o perfil de velocidade obtido na *acc* revela uma assimetria do escoamento naquela região, não alcançando os mesmos valores que Beleza (2003) à exceção do ponto de velocidade máxima, correspondente ao eixo central da artéria.

Próximo as paredes da *acc* observa-se uma esperada redução da velocidade, perceptível através da escala de cores. De fato, observa-se um gradiente de velocidade próximo as paredes da artéria comum que, conforme se verá a seguir, também existe nas paredes das ramificações de forma mais acentuada. Neste aspecto, há concordância com os resultados de Beleza (2003).

Na região da bifurcação em si, as velocidades diminuem, devido à influência do alargamento da artéria carótida comum (Beleza, 2003). Observa-se que a velocidade mantém-se menor, dentro de cada ramificação, do que aquelas presentes na *acc*.

É interessante notar que as recirculações mostradas na Fig. 2 correspondem as regiões com as velocidades mais baixas na Fig. 3 (região azul escura). De fato, o escoamento na entrada da artéria carótida interna apresenta comportamento complexo observando-se alguns fenômenos como, por exemplo, a redução de velocidade na região do *sinus* e a formação de recirculação com baixas velocidades na parede não divisora. Estes efeitos que ocorrem no *sinus* se devem a sua geometria altamente irregular, com a presença de alargamento e afunilamento abruptos; segundo Beleza (2003), o fato de o *sinus* possuir um diâmetro maior que a *acc* e, ao mesmo tempo, ter uma menor vazão para a *aci* favorece o surgimento das zonas de recirculação.

Ainda quanto à *aci*, observa-se também na Fig. 3 o gráfico do perfil de velocidade no início do *sinus*. Tal gráfico apresenta o mesmo comportamento daquele obtido por Beleza (2003), sendo coerente com o que se observa através da escala de cores: na parte do *sinus* próxima a parede não-divisora, onde se formam as recirculações, a velocidade chega a ser negativa, o que condiz com a condição de fluxo reverso; após isso a velocidade aumenta gradativamente ao se afastar da parede não-divisora e passando a diminuir em seguida, aproximando-se da parede divisora. Também há a presenças de gradientes de velocidade em ambas as paredes desta ramificação, que são maiores que aqueles presentes na carótida comum, outra consequência da geometria irregular. Apesar de apresentar o mesmo comportamento verifica-se que, principalmente na zona de fluxo reverso, o perfil de velocidade tem valores inferiores aos de Beleza (2003).

Quanto à artéria carótida externa, o perfil de velocidade apresenta basicamente as mesmas características da carótida interna, mais de forma suavizada, reduzida. Verifica-se a presença de gradientes de velocidade em ambas as paredes, havendo a presença de uma zona de recirculação proporcionalmente menor em relação àquela presente no *sinus*. O perfil de velocidade da *ace* apresentado na Fig. 3 também apresenta concordância com o obtido por Beleza (2003) para esta ramificação, porém com valores de velocidade menores na zona de recirculação.

Para corroborar os resultados alcançados pela simulação, será mostrado na Fig. 4 o gráfico de resíduos da simulação. O resíduo nada mais é do que a diferença entre o erro inicial (da iteração anterior) e o final (da iteração atual), então o cálculo vai sendo realizado iterativamente até que esta diferença seja menor que um determinado critério de convergência.

O gráfico da Figura 4 mostra os resíduos ao decorrer das iterações para o campo de velocidade nas direções *x* e *y*. O critério de convergência utilizado foi 10^{-6} e, como supracitado,

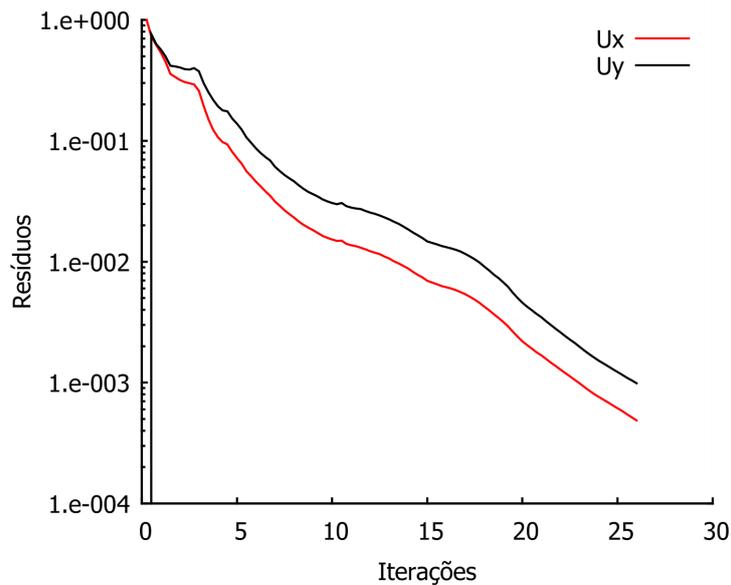


Figura 4- Gráfico de resíduos para campo de velocidade e pressão.

foram necessárias 26 iterações até a convergência para um $\Delta t = 0,25$. O gráfico demonstra que houve uma queda logarítmica dos resíduos, havendo uma diminuição crescente dos resíduos até a convergência. O gráfico de resíduos aponta para a precisão dos resultados obtidos pela simulação, pois não houve grandes oscilações durante a simulação. Trata-se aqui de uma simulação bidimensional e por isso, apesar de não abordado no corpo do trabalho, a componente y da velocidade é calculada pelo código computacional, por isso seu resíduo é mostrado.

5. CONCLUSÕES

Em linhas gerais, os resultados obtidos por este trabalho através do MVF apresentam boa concordância com aqueles obtidos por Beleza (2003) via MDF, porém algumas observações devem ser feitas. O perfil de velocidade na *acc* não se mostrou perfeitamente parabólico como esperado, com seu comportamento indicando uma assimetria do vetor velocidade em relação a linha central da artéria. A principal possibilidade aventada para a explicação desse fenômeno, foi quanto a malha não-estruturada aqui adotada e seu nível de refinamento; a malha utilizada por Beleza (2003) era quadrangular estruturada, porém não conseguiu-se a geração de tal malha com o *software* a disposição (*Gmsh*). Portanto, quanto ao campo de velocidade o resultado aqui obtido obteve uma acurácia razoável.

As linhas de corrente, nos dois trabalhos, apresentaram os mesmos comportamentos, todavia, pretende-se investigar mais a fundo o problema, principalmente quanto a malha e, futuramente, obter um resultado mais acurado para o campo de velocidade. O gráfico dos resíduos sem oscilações significativas aponta para a precisão destes resultados.

Agradecimentos

Os autores agradecem à Fundação Amazônia de Amparo a Estudos e Pesquisas (FAPESPA) pelo fomento ao projeto de pesquisa que possibilitou a realização deste trabalho. Nossos agra-

decimentos também ao Laboratório de Modelagem Computacional (LMC) da Universidade Federal do Oeste do Pará (UFOPA) pela cessão do espaço e equipamentos sem os quais não seria possível o desenvolvimento do trabalho.

Referências

- Auricchio, F. et al. (2011), Carotid artery stenting simulation: From patient-specific images to finite element analysis. *Medical Engineering & Physics*, 33, 281-289.
- Beleza, L. d. C. (2003), “*Simulação do Movimento Sanguíneo na Artéria Carótida usando Diferenças Finitas*”, Dissertação de Mestrado, Instituto de Matemática/UFRGS, Porto Alegre.
- Dzwiniel, W.; Boryczko, K.; Yuen, D. A. (2003), A discrete-particle model of blood dynamics in capillary vessels. *Journal of Colloid and Interface Science*, 258, 163-173.
- Fortuna, A. d. O. (2012), “*Técnicas Computacionais para Dinâmica dos Fluidos*”, Editora da Universidade de São Paulo, São Paulo.
- Fox, R. W.; McDonald, A. T. (2001), “*Introdução à Mecânica dos Fluidos*”, 5º ed., LTC Editora, Rio de Janeiro.
- Geuzaine, C.; Remacle, J.-F. (2017), *Gmsh Reference Manual: The documentation for gmsh 3.0.*, [S.l.], Disponível em: <http://gmsh.info/>.
- Gonçalves, N. D. F. (2007), “*Método dos Volumes Finitos em Malhas Não-Estruturadas*”, Dissertação de Mestrado, Departamento de Matemática Aplicada/FC, Porto.
- Greenshields, C. J. (2016), *OpenFOAM®*, *The OpenFOAM® Foundation: Userguide, version 4.0*, [S.l.], Disponível em: <http://openfoam.org>.
- Guyton, A. C.; Hall, J. E. (2011), “*Tratado de Fisiologia Médica*”, 12º ed., Elsevier, Rio de Janeiro.
- Havre, Y. V. et al. (2016), *FREECAD: A manual*, [S.l.], Disponível em: <https://www.gitbook.com/book/yorikvanhavre/a-freecad-manual>.
- Holzmann, T. (2016), “*Mathematics, Numerics, Derivations and OpenFOAM*”, 4º ed., Holzmann CFD, Leoben.
- Nobuatsu, T.; Takano, T. (2005), Microscopic-scale simulation of blood flow using sph method. *International Journal of Computational Methods*, 2, 555-568.
- Sinnott, M.; Cleary, P. W.; Prakash, M. (2006), An investigation of pulsatile blood flow in a bifurcation artery using a grid-free method. *Fifth International Conference on CFD in the Process Industries*.
- Tu, J.; Inthavong, K.; Wong, K. K. L. (2015), “*Computational Hemodynamics: Theory, modelling and applications*”, 1º ed., Springer, [S.l.].
- Tu, J.; Yeoh, G. H.; Liu, C. (2013), “*Computational Fluid Dynamics: A practical approach*”, 2º ed., Elsevier, Oxford.

SIMULATION OF BLOOD FLOW IN THE BIFURCATION OF THE CAROTID ARTERY

Abstract. *Computational fluid dynamics is a tool that has become crucial for technological development in various areas. Within this perspective, come in growing rise in recent decades the Computational Hemodynamics, field of science that deals with the computer simulation of blood flow in the circulatory system. In this vein, this paper proposed to simulate computationally, in two dimensions, the blood flow in the carotid artery bifurcation, located in the side of the neck. This region is of vital importance, as it is responsible for leading blood to the face and to the brain, however, due to your highly irregular geometry, presents great susceptibility to the emergence of atherosclerosis, a disease which blocks blood flow. The goal is to understand the local flow pattern and how the geometry of the bifurcation affects it, seeking disorders that could indicate the emergence of atherosclerosis. We used the finite volume method implemented in free software OpenFOAM®, using an unstructured triangular mesh and was obtained the streamlines and the speed field of the flow, noting the presence of reverse flow regions favoring the emergence of atherosclerosis. These results were compared to another paper that approached the topic.*

Keywords: *Computational Hemodynamics, Finite Volume Method, Carotid Artery, OpenFOAM®*