



INFLUÊNCIA DE UMA BIFURCAÇÃO E ANÁLISE TRANSIENTE SOBRE O EFEITO REOLÓGICO NO ESCOAMENTO EM ARTÉRIAS

Letícia Calegaro Hernandez^[0000-0002-9022-4299], UFPE, leticia.calegaro@ufpe.br

Rafael Vieira Doherty^[0000-0003-2244-6807], UFPE, rafaeldoherty2@gmail.com

Guilherme Barbosa Lopes Júnior^[0000-0002-5605-6703], UFPE, guilherme.lopes@ufpe.br

Resumo. Este trabalho faz parte de um conjunto de projetos que têm o intuito de mapear a mama por termografia. Sua contribuição está em análises de sensibilidade reológica utilizando hemodinâmica computacional para escoamentos em bifurcações e no estudo dos efeitos transientes presentes na circulação sanguínea, ambos por análises de dinâmica dos fluidos computacional. Foram feitas simulações em estado permanente e transiente; análises comparativas em escala; e estudo de diferentes modelos reológicos. Nas simulações com enfoque no estudo da bifurcação, foi possível verificar a influência dos contornos e na convergência numérica, observando a influência direta na subcamada viscosa, sem ter sido verificado impacto direto nos contornos de saída da bifurcação. Já os efeitos transientes puderam ser incorporados através de cenários específicos em regime permanente, demonstrando que os efeitos transientes também não influenciaram diretamente no comportamento da subcamada viscosa e desenvolvimento dos cenários sem bifurcação.

Palavras chave: hemodinâmica, reologia, simulação, bifurcação.

1. INTRODUÇÃO

A área de dinâmica dos fluidos tornou-se imprescindível para solucionar problemas complexos, bem como mapear comportamentos desconhecidos, cujos experimentos se mostrem ineficazes e a teoria através de métodos analíticos inviável. Em se tratando de escoamento no sistema circulatório humano, tem-se particularidades e especificidades advindas das propriedades reológicas do sangue, da vascularização, das dimensões espaciais e temporais de análise, além das particularidades fisiológicas de cada indivíduo. Desta forma, a tentativa de se mapear o comportamento hemodinâmico é imprescindível à análise de sistemas complexos, como vascularizações secundárias, estromas e suas alterações. Neste trabalho, duas análises distintas foram performadas: uma para analisar o comportamento dinâmico e cinético através de hemodinâmica computacional, visando estudar uma artéria bifurcada em diferentes escalas, em vista da ramificação do sistema circulatório; e outra para o estudo dos efeitos transientes da circulação sanguínea, também importantes para que se possa mapear a sua influência nas paredes dos vasos.

2. METODOLOGIA

2.1 Estudo da bifurcação

2.1.1 Geometria e Malha Computacional

Aqui se optou por examinar os campos de fluxo em uma bifurcação média a partir da literatura, mesmo diante da amplitude de cenários geométricos possíveis. Isso porque os efeitos de parede resultam em um comportamento ainda mais complexo, descrito pelo efeito de Fåhræus-Lindqvist, não abordado neste trabalho.

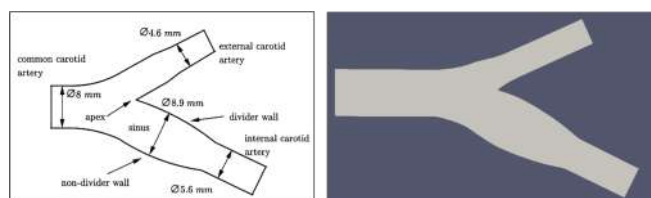


Figura 1. A esquerda, geometria obtida em Bharadvaj (1982a,b). A direita, geometria desenvolvida pelos autores.

A geometria foi obtida dos trabalhos de Bharadvaj (1982a,b); e também citados em Ku et al. (1984); onde, a partir de angiogramas disponibilizados pelo Piemonte Hospital e pelo Emory University Hospital, vide Fig. (1), foi desenvolvida uma geometria padrão. Para tal desenvolvimento, utilizou-se 57 angiogramas de 22 adultos com idades entre 34 e 77 anos e 67 angiogramas de 50 crianças abaixo de 18 anos de idade. A partir desta geometria, foi desenvolvida a geometria em



enebi 2022

CAD, vide Fig. (1), e, em seguida, foram desenvolvidos outros 4 modelos de escala da geometria, sendo estes em escala de: 0,5; 0,75; 1,25 e 1,5 da geometria original; totalizando 5 geometrias para serem simuladas.

Já para a malha computacional, foi utilizada a equação de Blasius para o cálculo da espessura da camada limite, possibilitando determinar a espessura total da camada limite. Assim, foram gerados elementos prismáticos ao longo da camada limite a fim de capturar todos os efeitos próximos às paredes dos vasos, vide Fig. (2). Para os elementos do núcleo do modelo, vide Fig. (2), foram utilizados elementos poliédricos devido à complexidade da geometria e boa relação entre acurácia e custo computacional. Assim, pôde-se chegar a malha com 253.445 elementos e parâmetro de distorção máximo em aproximadamente 0,79, independente e com boa qualidade geral.

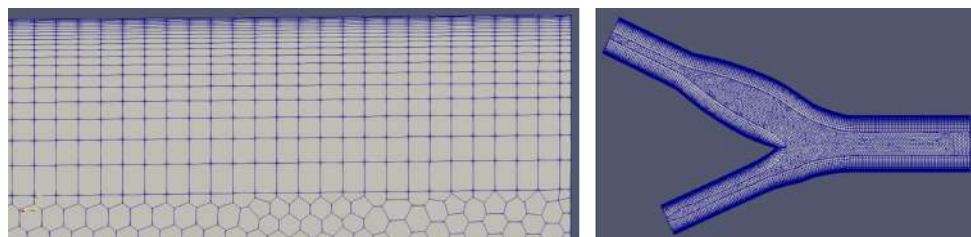


Figura 2. Malha comutacional aplicada e detalhamento da malha na subcamada viscosa. Autoria própria.

2.1.2 Propriedades do Fluido

Foram determinados 3 modelos de fluido a fim analisar a influência dos modelos de reologia no estudo, no qual os 3 modelos foram considerados incompressíveis. O primeiro fluido é o modelo Newtoniano com as propriedades de acordo com Sugiyama et al.(2016). O segundo fluido foi o modelo não-newtoniano de Herschel Bulkley, o qual combina os efeitos do Plástico de Bingham e o comportamento da Lei de Potência em um fluido. Para baixas taxas de deformação, o material é modelado como um fluido muito viscoso e há um limite na taxa de deformação correspondente ao limite de tensão, onde a viscosidade é descrita por uma Lei de Potência. O modelo utilizado segue os parâmetros propostos por Sugiyama et al.(2016). O terceiro fluido foi o modelo não-newtoniano de Carreau-Yasuda, o qual em baixas taxas de cisalhamento, o fluido se comporta como newtoniano. Em taxas de cisalhamento intermediárias, o fluido se comporta de acordo com a Lei da Potência. E em altas taxas de cisalhamento, o fluido depende dos índices de potência e volta a se comportar como um fluido Newtoniano. O modelo utilizado segue os parâmetros propostos por Boyd (2007).

2.1.3 Condições de Contorno

Seguiu-se os experimentos realizados por Ku et al. (1984), sendo aplicada a condição de contorno na saída como gradiente nulo; para as paredes dos vasos, foi admitido condição de não deslizamento; para a condição de entrada, utilizou-se a vazão volumétrica média medida em experimentos através de um Scanner de Ultrassom no mesmo trabalho. A partir do diâmetro geométrico do modelo, calculou-se a velocidade média a ser utilizada através da vazão volumétrica padrão.

2.2 Estudo do regime transiente

2.2.1 Geometria e malha computacional

Nessa etapa do trabalho, foi utilizada uma geometria cilíndrica com comprimento de 300 mm e diâmetro de 16,25 mm. O comprimento foi escolhido com base na ideia de que seria o suficiente para a passagem de uma onda (quando submetida às simulações transientes), enquanto que o diâmetro foi baseado nas dimensões apresentadas por Nichols e O'Rourke (2011), que dispõe diversas referências de estudos feitos em pacientes.

A determinação da densidade de malha ideal para as simulações a serem geradas partiu do teste de independência de malha. O teste de independência de malha para o presente projeto foi realizado com o sangue sendo tratado como um fluido Newtoniano. Como parâmetro de malha, foram utilizados de base os valores estipulados por Souza (2019), no qual densidades de malhas foram estipulados para estudos com metodologia de simulação semelhante em um coração artificial.

2.2.2 Condições de contorno

Para as condições de contorno dos cenários transientes foram usados como base dados coletados das ondas de velocidade e pressão de uma artéria aorta abdominal, do trabalho de Mills et al. (1970), que fornece valores simultâneos de pressão e velocidade medidos em pontos específicos da circulação sistêmica em diferentes regiões do corpo humano. A Fig. (3) representa o gráfico gerado a partir dos dados que foram retirados dessas ondas em instantes de tempo aleatórios.

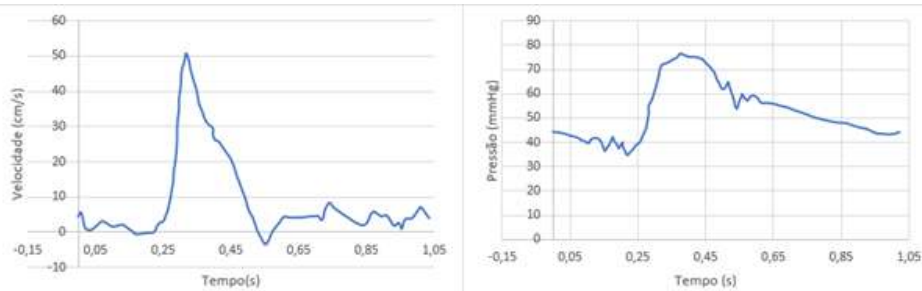


Figura 3. Curvas de velocidade e pressão extraídos de Mills et al. (1970). Autoria própria.

No caso das simulações em regime estacionário, as condições de contorno foram: condição de parede como sendo de não deslizamento, velocidade na condição de entrada e condição de saída como sendo pressão. Foram feitos três cenários, todos eles baseados em velocidades e pressões em determinado instante de tempo das curvas da Fig. (3). A Tabela (1) mostra as condições de contorno selecionadas em cada cenário.

Tabela 1. Condições de contorno dos cenários estacionários. Autoria própria.

	Cenário 1	Cenário 2	Cenário 3
Condição de contorno da entrada: Velocidade (m/s)	0,08307175	0,3453518	0,04457572
Condição de contorno da saída: Pressão (Pa)	5843,259	9985,727	7661,668

Após realizar as simulações dos três cenários e analisar os resultados, foram feitas mais quatro simulações em regime estacionário. Essas simulações tinham o intuito de utilizar o cenário 1 como base de comparação, e as condições de contornos nesses casos eram de pressão na entrada (baseado nos resultados da simulação do cenário 1) e pressão na saída (a mesma utilizada no cenário 1).

Já para as simulações em regime transiente, buscou-se a melhor maneira possível de implementar as curvas da Fig. (3) como condições de contorno, sendo a condição de contorno de entrada a curva de velocidade e a condição de contorno de saída a curva de pressão, sendo esta última deslocada para melhor adequação na saída. O deslocamento foi feito considerando uma velocidade de onda de 6 m/s, e como a onda é percorrida em cerca de um segundo, o comprimento de onda correspondente é de 6 metros, e assim a curva de pressão na saída estaria deslocada de 0,05 segundo. A metodologia para implementar as curvas de vazão e pressão no software de simulação foi feita, inicialmente, por meio de uma aproximação das curvas da Fig. (3) a uma função polinomial de grau 10, e, posteriormente, por meio de curvas mais precisas obtidas por meio da interpolação dos dados das curvas da Fig. (3).

2.2.3 Simulações

Os parâmetros utilizados nas simulações estacionárias foram densidade constante de 1050 kg/m³ (Robertson et al., 2009) e viscosidade baseada no modelo de Cross com os parâmetros: Zero shear viscosity = 0,0364, n = 0,45 e lambda = 0,38023. Para as simulações dos cenários da Tab. (1) no estado estacionário, foi utilizado um numero fixo de 3 mil interações. As simulações restantes ainda em estado estacionário utilizadas para comparação dos contornos foram feitas, nas mesmas condições de contorno, com 2 mil, 3 mil, 5 mil e 10 mil interações.

Uma outra análise dos cenários estacionários foi feita envolvendo diferentes modelos reológicos, com o objetivo de analisar o comportamento da queda de pressão ao longo do vaso e da velocidade na saída. Os modelos reológicos escolhidos foram os vistos em Robertson et al., (2009), sendo eles: modelo de Cross, utilizando agora uma função definida pelo usuário (User Defined Functions – UDF); modelo de Carreau, também utilizando uma função definida pelo usuário; e modelo de Lei de Potência, utilizando a função já disponibilizada no software de simulação, que é idêntica à da referência utilizada.

Para as simulações em regime transiente, foram feitas inicialmente duas simulações, uma com as curvas aproximadas pela função polinomial e a outra com os dados interpolados, ambas com timestep de 0,01 segundo, 100 timesteps no total com 50 iterações por time step, totalizando 5 mil iterações. A última simulação, também usando os dados interpolados, foi feita com algumas alterações para adequar a estabilidade do sistema, utilizando um timestep de 0,002 segundo, 500 timesteps no total com 10 iterações por timestep, totalizando também 5 mil iterações. O critério de estabilidade utilizado foi a condição de Courant–Friedrichs–Lewy, Eq. (1), a qual é recomenda em casos transientes que $0 < C_{CFL} < 1$.

$$C_{CFL} > \frac{u}{\Delta L} \Delta t \quad (1)$$



enebi 2022

3. RESULTADOS

3.1 Resultados do estudo da bifurcação

3.1.1 Escalas

Primeiramente, foram avaliados os dados referentes às diferentes escalas simuladas, ou seja, 0,5; 0,75; 1,0; 1,25 e 1,5. Apresentam-se os dados de contornos de velocidade para os casos com fluido Newtoniano em cada escala simulada, nas quais é observado que à medida que reduzimos a escala da geometria com as condições de contorno mantidas, o efeito de aceleração do fluido é incrementado, o que resulta em velocidades maiores. A lógica oposta pode ser aplicada ao ampliar a escala do modelo, vide Fig. (4).

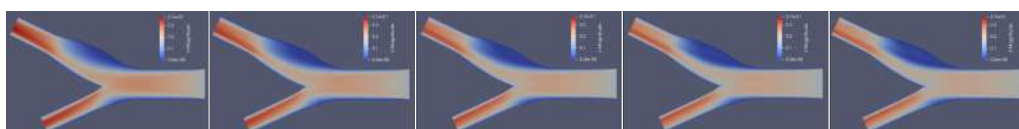


Figura 4. Contornos de velocidade na face de simetria, escalas de 50 a 150%, da esquerda para direita. Autoria própria.

Apesar de as variações de velocidade serem esperadas, a mudança da escala produziu resultados perfeitamente proporcionais. Tal indicação é, entretanto, curiosa. A bifurcação com diâmetros distintos produz uma perda de carga localizada e contínua que são dependentes da velocidade, porém tal proporcionalidade exata não se aplicaria, observando as equações Universal da perda de carga contínua e as semiempíricas baseadas na equação de Chezy para perda de carga localizada. Na Figura (4), tem-se essa gradativa modificação no comportamento, acompanhando essa variação numa proporção aproximada, porém não plenamente correlacionada com os índices das supramencionadas equações.

Em seguida, foram avaliados os dados de tensão de cisalhamento nas paredes dos vasos para os casos com fluido Newtoniano em cada escala simulada. Foi observado que à medida que reduzimos a escala, as tensões cisalhantes aumentavam. A lógica oposta pode ser aplicada ao ampliar a escala do modelo. Tal comportamento condiz com a literatura, visto que os micro vasos com dimensões muito baixas geralmente têm tensões cisalhantes significativamente maiores quando comparados à vasos maiores no corpo humano, vide Fig. (5).

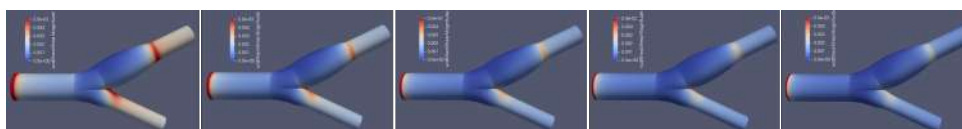


Figura 5. Tensões de cisalhamento na parede externa, escalas de 50 a 150%, da esquerda para direita. Autoria própria.

Essa lógica de redução das tensões cisalhantes também corrobora o que se espera fisicamente ao se observar as perdas de carga e as análises anteriormente apresentadas para as velocidades. Ao se avaliar a perda de pressão estática ao longo do vaso para os casos com fluido Newtoniano em cada escala simulada, observa-se que à medida que reduzimos a escala, o gradiente de pressão era significativamente maior. Já uma análise interessante ocorre quando observado os pontos de mudança de escoamento com o aumento das tensões cisalhantes a partir da alteração da escala, demonstrando a influência direta nestes pontos de transição.

No entanto, o que pode ser acrescentado é que pouco se alterou nas condições de resistência circulatória nestas alterações. O que se observa é que a redução de escala proporcional, apesar de produzir resultados também proporcionais e seguindo o condizente com as equações que regem tais escoamentos, a resistência circulatória na bifurcação, que rege o fluxo preferencial nela, sofreu pouca influência, ao ser observado que as condições gerais de fluxo são mantidas em proporcionalidade entre os diâmetros das ramificações.

3.1.2 Modelos de Fluidos

Em complementação a estas análises, foram avaliados os dados referentes aos três modelos de fluidos diferentes, ou seja, Newtoniano, Herschel-Bulkley e Carreau-Yasuda para a escala de 100%. Iniciou-se avaliando os contornos de velocidade, onde não foi identificado diferenças significativas entre os três modelos, vide Fig. (6).

Este comportamento pode ser justificado principalmente devido ao fato de os modelos empregados serem diferenciados apenas na região da camada limite. Ou seja, as propriedades do fluido que poderiam alterar o comportamento global do fluido, distante da camada limite, são iguais para os três modelos, a exemplo da densidade.

Ao serem avaliados os dados de tensão de cisalhamento nas paredes dos vasos para os diferentes fluidos modelados,

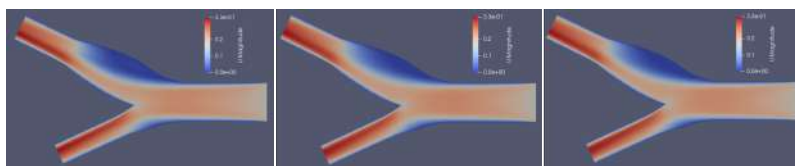


Figura 6. Velocidade na face de simetria, escalas de 50 a 150%, da esquerda para direita. Autoria própria.

nota-se que a tensão cisalhante nas paredes do vaso foi o resultado com maiores diferenças entre os modelos, conforme esperado, visto que as principais diferenças entre os três modelos de fluidos é justamente na região da camada limite, mais especificamente, na subcamada limite viscosa, onde são calculados os valores de tensão cisalhante. Observa-se que nas paredes dos vasos com os modelos não-newtonianos, as tensões cisalhantes são significativamente superiores às do modelo newtoniano, vide Fig. (7).

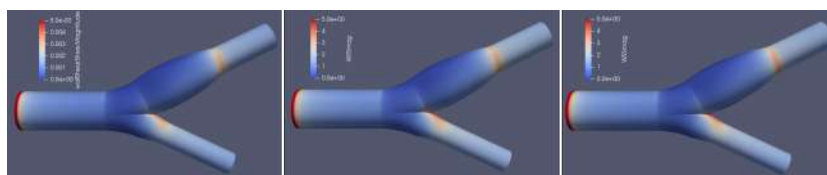


Figura 7. Tensão de cisalhamento na parede externa, escalas de 50 a 150%, da esquerda para direita. Autoria própria.

O que se observa é que, para a mudança reológica, poucos efeitos foram significativos no escoamento permanente nas condições testadas sem o efeito de Fahraeus-Lindqvist. Isso também parece compreensível em vista de que muitas simplificações foram empregadas na modelagem e a escala dimensional aplicada foi suficiente para que isso seja pertinente.

3.2 Resultados do estudo transiente

Nas simulações dos três cenários em estado estacionário, os resultados pertinentes são a queda de pressão ao longo do tubo cilíndrico e a curva de velocidade na saída do volume de controle, que foram importantes para estudos posteriores. Já na comparação de contornos, foi feita utilizando um dos cenários (cenário 1), através dos resultados de velocidade na entrada e velocidade máxima na saída, por meio de simulações de 2, 3, 5 e 10 mil iterações. Neste último estudo, a simulação de 5 mil iterações foi considerada ideal por se aproximar mais dos resultados na entrada e por ser suficiente para representar o problema. Já os resultados das simulações dos casos 1, 2 e 3 em estado estacionário com os modelos reológicos, vistos na Tab. (2), também foram estudados, analisando os comportamentos da queda de pressão e a curva de velocidade na saída, que apesar de se comportarem de maneira diferente, possuem semelhança.

Para as simulações transientes, a primeira simulação foi feita utilizando uma aproximação polinomial como condição de contorno e outras duas simulações com os gráficos das curvas de ondas de Mills et al. (1970). Outras simulações foram realizadas para entender o aspecto transiente e poder correlacionar com outras propriedades. Para timesteps e dimensões pequenas e velocidades consideráveis, como é o caso dos vasos sanguíneos, o CFL se torna muito elevado, fazendo com que certos aspectos transientes sejam perdidos. A perda de informação foi algo visível nos resultados.

Tabela 2. Resultados de pressão e velocidade de cada caso. Autoria própria.

Caso		Parâmetros		Resultados		
	Entrada (m/s)	Saída (Pa)	Modelo	Queda Pressão (Pa)	Vel. Ent. (m/s)	Vel. Máx. Saída (m/s)
1						
Sim. 1	0,083	5843,259	Cross	19,241	0,083	0,133
Sim. 2	0,083	5843,259	Carreu	23,741	0,083	0,145
Sim. 3	0,083	5843,259	Power Law	24,241	0,083	0,152
2						
Sim. 1	0,345	9985,727	Cross	104,273	0,345	0,548
Sim. 2	0,345	9985,727	Carreu	114,273	0,345	0,560
Sim. 3	0,345	9985,727	Power Law	139,273	0,345	0,588
3						
Sim. 1	0,045	7661,668	Cross	10,832	0,045	0,074
Sim. 2	0,045	7661,668	Carreu	13,332	0,045	0,078
Sim. 3	0,045	7661,668	Power Law	14,332	0,045	0,083



enebi 2022

4. CONCLUSÃO

A respeito do estudo da bifurcação, observou-se que: as variações geométricas de escala acompanham um comportamento esperado pelas equações semiempíricas; as relações de diâmetros das ramificações nas escalas e proporções testadas pouco interferem na resistência circulatória local; o comportamento para os modelos não Newtonianos para descrever a viscosidade sanguínea se aproxima do Newtoniano para a escala e considerações testadas; e testou-se o comportamento relativo a estes dois parâmetros para as faixas mais empregadas na literatura.

No estudo do efeito transiente, uma metodologia de determinação de contornos pôde ser estipulada partindo de curvas reais da pulsação sanguínea humana; demonstrou-se que os cenários permanentes podem representar a discretização transiente em face da dificuldade de curva da onda; e vislumbou-se o efeito transiente e reológico simultâneo.

5. REFERÊNCIAS

- BHARADVAJ, B. K. Steady Flow in a Model of the Human Carotid Bifurcation, Part I – Flow Visualization. **Journal Biomechanics**, Vol 15, No. 5, pp. 349-362, 1982a.
- BHARADVAJ, B. K. Steady Flow in a Model of the Human Carotid Bifurcation, Part II – Flow Visualization. **Journal Biomechanics**, Vol 15, No. 5, pp. 363-378, 1982b.
- BOULPAEP, E. L. Arteries and Veins. In: **BORON, W. F., BOULPAEP, E. L. Medical Physiology**. Saunders Elsevier, Philadelphia, 2012.
- BOYD, J., BUICK, J.M.. Analysis of the Casson and Carreau-Yasuda non-Newtonian blood models in steady and oscillatory flows using the lattice Boltzmann method. **Physics of Fluids**, v.19, n.9 2007
- CHO, Y. I., KENSEY, K. R.. Effects of the non-Newtonian viscosity of blood on hemodynamics of diseased arterial flows: part 1, steady flows. **Biorheology**, v.28, p. 241- 262, 1991.
- CHUNG, T.J. Computational Fluid Dynamics. **Cambridge University Press**, 2002.
- DOHERTY, R. V., LOPES, G. B, LOBOSCO, R.J.. Análise das Tensões do Escoamento Sanguíneo Newtoniano em Parede Vascular Utilizando Hemodinâmica Computacional. **Revista de Ciências Exatas e Tecnologia**, v.14, n.14, 2019.
- KU, D. N., GIDDENS, D.P., PHILIPS, D.J., STRANDNESS, JR, D.E.. Hemodynamics of the Normal Human Carotid Bifurcation: In Vitro and In Vivo Studies. **Ultrasound in Med. and Biol.**, v. 11, n. 1, pp. 13-26, 1985.
- NICHOLS, W.W.; O'ROURKE, M.F. **McDonald's blood flow in arteries**. 6th edn. London: Edward Arnold, 2011.
- MILLS C. J.; GABE I. T.; GAULT J. H.; MASON D. T.; ROSS J.; JR.; BRAUNWALD E.; SHILLINGFORD J. P. Pressure-flow relationships and vascular impedance in man, **Cardiovascular Research**, Volume 4, Issue 4, Pages 405–417, 1970.
- ROBERTSON A.M.; SEQUEIRA A.; OWENS R.G. Rheological models for blood. In: **Formaggia L., Quarteroni A., Veneziani A. (eds) Cardiovascular Mathematics**. MS A, vol 1. Springer, Milano, 2009.
- SOUZA, G.; DELLA, E.; CARVALHO, M. V. P.; LOBOSCO R.J. Computational fluid dynamics analysis of blood rheology. In: **BTSym2019, 2019, Campinas. BTSym2019**, 2019.
- SUGIYAMA, S. I., ENDO, H., NIIZUMA, K., ENDO, T., FUNAMOTO, K., OHTA, M., TOMINAGA, T.. Computational Hemodynamic Analysis for the Diagnosis of Atherosclerotic Changes in Intracranial Aneurysms: A Proof-of-Concept Study Using 3 Cases Harboring Atherosclerotic and Nonatherosclerotic Aneurysms Simultaneously. Hindawi Publishing Corporation, **Computational and Mathematical Methods in Medicine**, 2016.
- WALKER, R.A. THOMPSON, A.M. Prognostic and predictive factors in breast cancer: an overview. **Prognostic and Predictive Factors in Breast Cancer**, 2ª Edição, Informa Healthcare, Londres, 2008.
- XUAN, J. W., LACEFIELD, J.C., WIRTZFELD, L.A., HONGYI JIANG, M.B., IZAWA, J.I., MOUSSA, M., CHIN, J.L., FENSTER, A.. Prostatic Secretory Protein of 94 Amino Acids GeneDirected Transgenic Prostate Cancer: Three-Dimensional Ultrasound Microimaging. In: **HAYAT, M.A. (Ed.). Cancer Imaging: Instrumentation and Application**. Volume 2, 1ª Edição, Londres, 2008

6. AGRADECIMENTOS

À Universidade Federal Pernambuco e ao Orientador Prof. Dr. Guilherme Barbosa Lopes Júnior.

7. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

Os autores são os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.