



20 A 24 DE MAIO DE 2018 SALVADOR – BA – BRASIL

Estudo Computacional da Hemodinâmica do Polígono de Willis

Vinícius Pereira da Silva Oliveira, viniciuspereira@ufrn.edu.br¹

Willyam Brito de Almeida Santos, willyambas@hotmail.com¹

Jonhattan Ferreira Rangel, jferreirarangel01@gmail.com¹

Kleiber Lima de Bessa, klbessa@ct.ufrn.br¹

¹Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Av. Salgado Filho S/N, Lagoa Nova, Campus Universitário.

Resumo: O polígono de Willis é uma estrutura arterial de grande importância para a circulação cerebral, pois, além de distribuir o fluxo sanguíneo cerebral, provê passagens colaterais de sangue em casos de estenose e oclusão das artérias a jusante. Este estudo tem como objetivo simular a hemodinâmica do polígono de Willis e compará-la com os dados da literatura. Para isso foram criados modelos em 3D em SOLIDWORKS 2017 e simulados em ANSYS FLUENT 15.0. Os dados das seções de saída foram extraídos e seções específicas foram analisadas. Comparando os modelos notou-se que, em regime permanente, a estenose de 75% não tem muito impacto sobre o fluxo sanguíneo cerebral. Além disso a taxa de cisalhamento foi inferior a que causaria estenose em um polígono de Willis em ambos os modelos.

Palavras-chave: hemodinâmica, Polígono de Willis, CFD, estenose.

1. INTRODUÇÃO

O polígono de Willis é uma estrutura anular localizada na base do cérebro de grande importância na distribuição do fluxo cerebral. Segundo DEVAULT *et al.* (2007), essa estrutura é a principal responsável por distribuir o fluxo sanguíneo cerebral. Além disso, segundo ZHU *et al.* (2015), essa estrutura fornece importantes passagens colaterais de sangue em caso de oclusão ou estenose.

O polígono de Willis é composto pelas artérias vertebrais (VAs), artéria basilar (BA), artérias cerebrais anteriores (ACAs), artérias cerebrais médias (MCAs), artérias cerebrais posteriores (PCAs), artérias carótidas internas (ICAs), artéria comunicante anterior (ACoA) e artérias comunicantes posteriores (PCoAs). Entretanto, DEVAULT *et al.* (2010), ZHU *et al.* (2015) citam que cerca de 60% da população possui alguma variação no polígono de Willis e que essas possam estar associadas a fatores agravantes em caso de Ataque Vascular Cerebral (AVC) por oclusão ou estenose.

Atualmente existem vários modelos numéricos, matemáticos, *in vivo* e alguns modelos *in vitro* usados para investigar certos parâmetros da hemodinâmica do polígono de Willis (ZHU *et al.* 2015). Portanto, este trabalho propõe a simulação de um modelo numérico 3D de um polígono de Willis completo com diferentes graus de estenose, a fim de fortalecer os dados já dispostos na literatura e contribuir com a base de dados médicos que tratam do polígono de Willis,

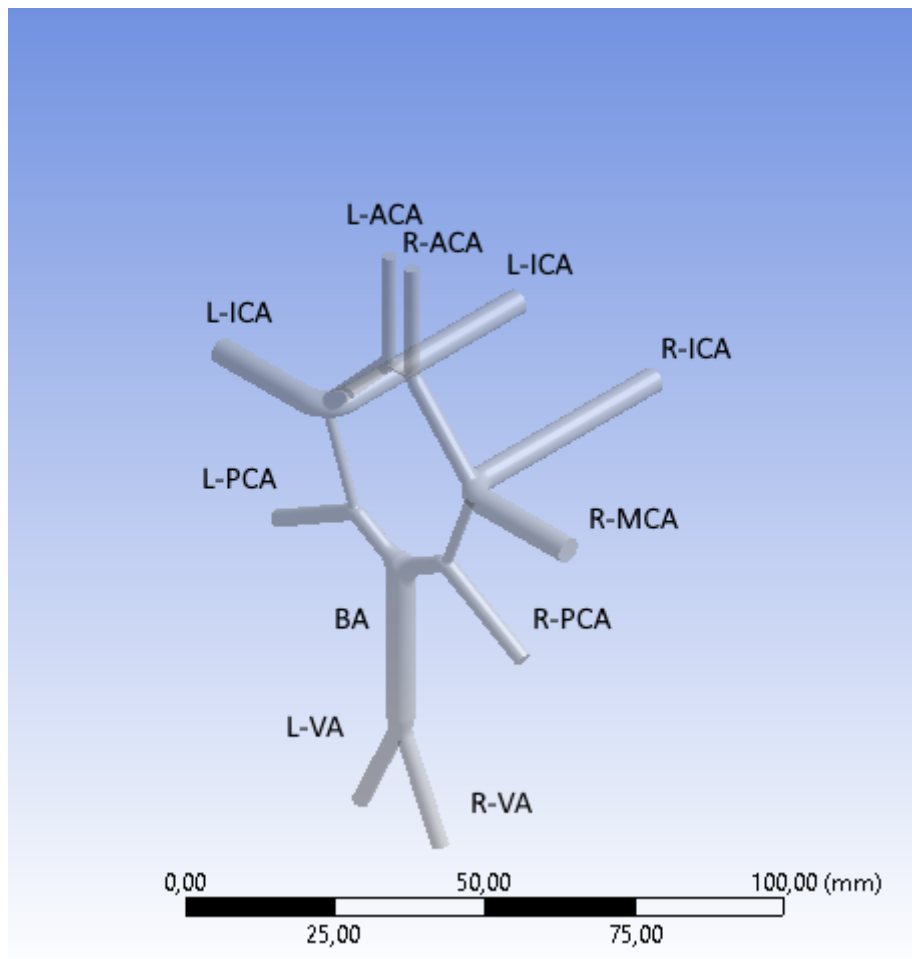
2. PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

Para simular a hemodinâmica do polígono de Willis, foi criado um modelo 3D em SOLIDWORKS 2017 para o polígono de Willis completo. Um outro modelo com grau de estenose de 75% também foi criado a fim de investigar os efeitos da estenose no fluxo arterial cerebral. O grau de estenose pode ser definido como:

$$S_r = \left(1 - \frac{d}{d_0}\right) 100\% \quad (1)$$

onde S_r é o grau de estenose em porcentagem, d é o diâmetro estenosado (mm) e d_0 é o diâmetro original da artéria sem estenose (mm).

As dimensões das ramificações arteriais basearam-se nos dados de ZHU *et al.* (2015), neste modelo as seções das artérias são simplificadas para vasos de seção circular. As malhas a serem simuladas foram criadas em ANSYS ICEM 15.0. O modelo do Polígono de Willis pode ser observado na fig. 1.

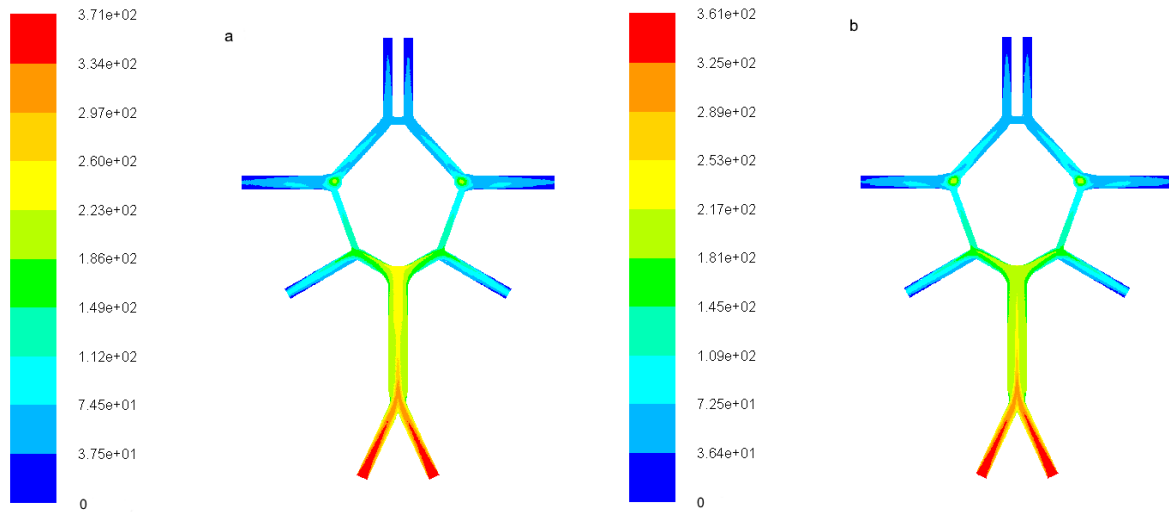
Figura 1. modelo geométrico do Polígono de Willis.

Para independência de malha foram simuladas várias malhas com refinamentos e números de elementos diferentes até que o erro relativo entre elas fosse inferior a 5% para os graus de estenose de 0 e 75%. O número de nós e elementos das malhas pode ser visto na tab. 1. A comparação entre as propriedades nas seções pode ser visto nas figs. 2 e 3.

Tabela 1. quantidade de nós e elementos das mas lhas criadas

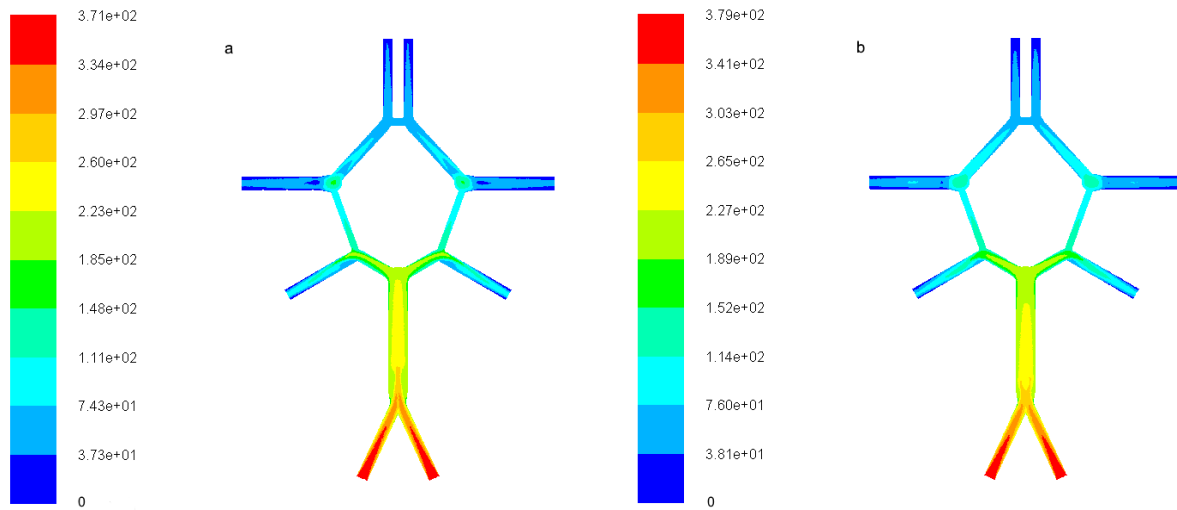
Malha	Células	Nós
1ª Malha Sr = 0%	1012667	338726
2ª Malha Sr = 0%	1328478	392661
1ª Malha Sr = 75%	1795412	623546
2ª Malha Sr = 75%	2043043	700482

Figura 2. Comparação entre malhas com diferentes refinamentos (Sr = 0%).



Contornos de Pressão Total (Pa)

Figura 3. Comparação entre malhas com diferentes refinamentos (Sr = 75%).



Contornos de Pressão Total (Pa)

A simulação foi feita através do software ANSYS FLUENT 15.0 resolvendo-se as equações de continuidade (Eq. (2)), e quantidade de movimento na forma das equações de Navier-Stokes (Eqs. (3)). As equações foram resolvidas para o caso mais simples de escoamento considerando um escoamento em regime permanente e contínuo, considerando o sangue como um fluido incompressível e sem deformação dos vasos. As equações estão ilustradas a baixo:

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

onde ρ é a densidade do fluido (kg/m^3), u , v e w são as componentes de velocidade do fluido (m/s) nas direções x , y e z .

$$\rho \frac{D\vec{V}}{Dt} = -\nabla p + \mu \nabla^2 \vec{V} \quad (3)$$

onde p é a pressão (Pa).

Como condição de contorno foi utilizada a vazão mássica baseada nos dados de vazão na entrada fornecidos por ZHU *et al.* (2015) as condições de contorno na entrada são mostradas na Tab 1. A vazão de entrada foi de 760 ml/min com uma proporção de 70% na entrada das ICAs e 30% nas VAs. Nas saídas, utilizou-se como condição de contorno pressão constante e igual a 0 kPa. O sangue pode ser considerado newtoniano com viscosidade 0,0035 mPa em um

polígono de Willis completo e saudável, como disposto por RAZAVI *et al.* (2014), a do sangue foi considerada para este estudo como sendo de 1050 kg/m^3 . Os mecanismos de autorregulação foram ignorados.

Tabela 2. condições de contorno nas entradas do modelo.

	Vazão Mássica (kg/s)* 10^{-3}	Vazão Volumétrica (ml/s)
L-ICA	4,655	4,433
R-ICA	4,655	4,433
L-VA	1,995	1,9
R-VA	1,995	1,9

Os resultados obtidos da simulação foram salvos e então analisados e comparados com outros estudos numéricos, *in-vitro* e *in-vivo*.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os dados de vazão nas saídas do modelo estão dispostos na Tab 3 tanto em vazão mássico (saída fornecida pelo Fluent) quanto em vazão volumétrica. Há também um pequeno fluxo nas PcoAs a $S_r = 0\%$ diferente do que sugere ZHU *et al.* (2015), entretanto a vazão é intensificada na configuração a $S_r = 75\%$ como pode ser visto na Tab 4. Com a estenose, percebe-se que há uma diferença muito pequena entre os fluxos dos modelos de 0% e 75% de estenose, isso indica que, em regime permanente e estenose de 75% em um polígono de Willis completo, a estenose tem pouco efeito sobre a perfusão cerebral.

Tabela 3. vazão na saída do modelo.

	$S_r = 0\%$ (ml/s)	$S_r = 75\%$ (ml/s)
L-ACA	0,582	0,670
R-ACA	0,582	0,665
L-MCA	4,043	3,992
R-MCA	4,044	3,921
L-PCA	1,689	1,707
R-PCA	1,688	1,712

Tabela 4: Fluxo através das PCoAs.

	$S_r = 0\%$ (ml/s)	$S_r = 75\%$ (ml/s)
L-PCoA	0,182	0,201
R-PCoA	0,182	0,179

A comparação dos dados obtidos com os da literatura pode ser observada na Tab 5. Os dados diferem muito pouco tanto dos estudos *in vivo* quanto *in vitro*. O que indica que em regime permanente ainda temos uma boa aproximação do comportamento fluidodinâmico no polígono de Willis. Entretanto mais estudos devem ser feitos para verificar este fato.

Tabela 5. comparação entre os resultados deste trabalho (numérico) com dados da literatura (*in vivo* e *in vitro*) em modelos com 0% de estenose.

	ACAs (ml/s)	MCAs (ml/s)	PCAs (ml/s)
Neste Trabalho	1,16	4,45	3,38
ZHU <i>et al.</i> (2015)	2,68	6,52	3,45
ENZMANN <i>et al.</i> (1994)	$2,72 \pm 0,35$	$3,92 \pm 0,24$	$1,73 \pm 0,14$
OOIJ <i>et al.</i> (2013)	$3,0 \pm 0,80$	$6,2 \pm 1,60$	$2,0 \pm 0,60$
ZHAO <i>et al.</i> (2007)	$2,75 \pm 0,90$	$4,92 \pm 0,97$	$2,15 \pm 0,47$

A respeito da tensão de cisalhamento, Alnaes *et. al.* (2007), aponta que tensões acima de 30 Pa são suficientes para romper o entotélio e dar condições propícias ao desenvolvimento de aneurismas. Analisando a tensão de cisalhamento no modelo apresentado em ambas as configurações percebe-se que na configuração a 0% não há tensões superiores a 30 Pa, sendo pouco provável a formação de aneurisma. Esse resultado indica que nas condições apontadas por este trabalho o desenvolvimento de um aneurisma é pouco provável para esta configuração.

Figura 4. Tensão de cisalhamento na saída da artéria basilar no modelo com 0% de estenose.

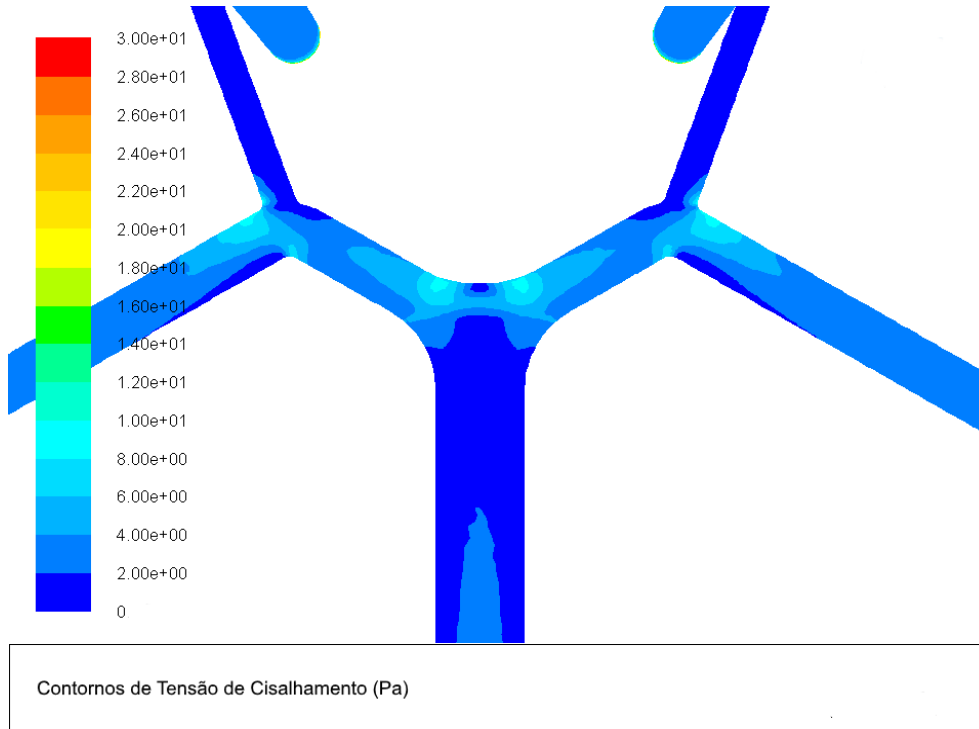
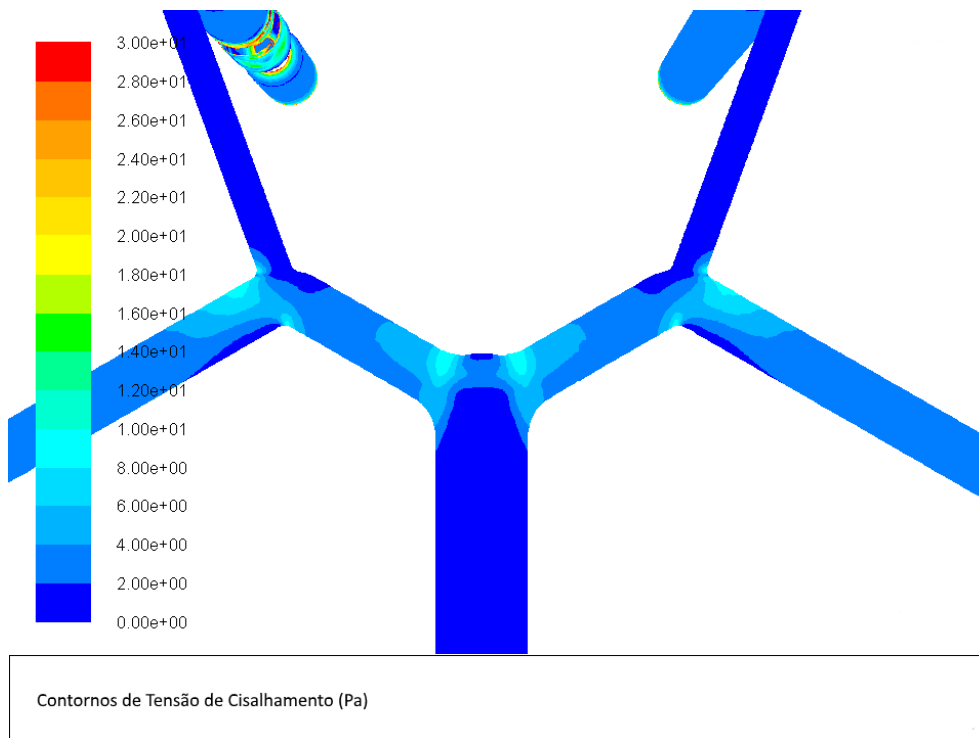
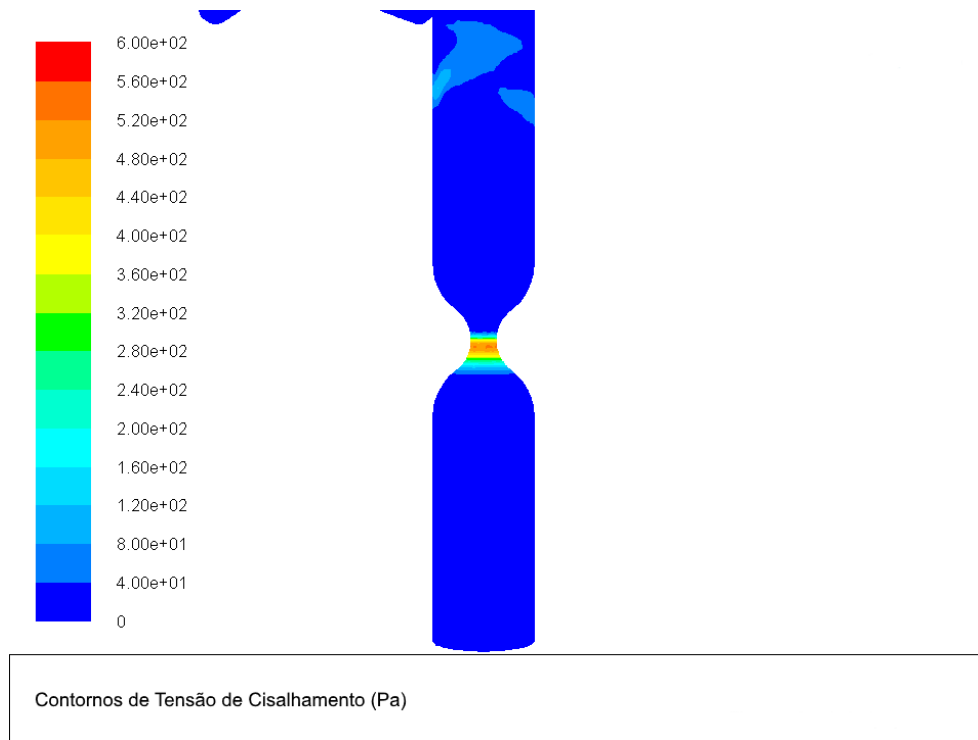


Figura 5. Tensão de cisalhamento na saída da artéria basilar do modelo com 75% de estenose.



Entretanto na configuração com 75% de estenose, percebe-se que a tensão aumenta jusante a estenose como pode ser visto na fig. 6. O que pode indicar que após algum grau de estenose, há uma maior propensão ao desenvolvimento de aneurismas jusante a estenose.

Figura 6. Tensão de cisalhamento na estenose (modelo com 75% de estenose)



Vale ressaltar que, neste estudo, a vazão foi simulada em regime permanente, não foi analisada a interação fluido-estrutura, algumas artérias presentes no polígono de Willis foram simplificadas e os mecanismos de autoregulação foram ignorados. Entretanto ainda assim os dados são coerentes com os dados dos demais estudos da literatura.

4. CONCLUSÃO

Este trabalho investigou o comportamento do fluxo sanguíneo em modelos do polígono de Willis completo com 0% e 75% de estenose. O modelo foi simulado em ANSYS FLUENT solucionando-se as equações de continuidade e quantidade de movimento no volume de controle na condição de regime permanente, incompressível, interno, sendo o sangue simulado como fluido newtoniano e tendo os mecanismos de autorregulação e as variações anatômicas do polígono de Willis ignorados. Em seguida, os dados foram comparados com os de diversos estudos da literatura.

Para os modelos apresentados, houve pouca diferença entre os fluxos nas saídas, indicando que, em regime permanente, a estenose tem pouco efeito sobre a perfusão cerebral em um polígono com grau de estenose de 75%. Com base nos valores de tensão de cisalhamento, as condições geométricas, anatômicas e fluidodinâmicas deste modelo há uma baixa probabilidade de se desenvolver aneurismas em um polígono com esta configuração com 0% de estenose, entretanto a condição de estenose é capaz de aumentar a propensão ao aparecimento de aneurismas.

5. REFERÊNCIAS

- Alnaes, M.S.; Isaksen, J., Mardal, K.A., Romner, B., Morgan, M.K., Ingerbrigtsen, T., 2007, "Computational of Hemodynamics in the Circle of Willis", Stroke, Dallas, v. 38, p. 2500 -2505.
- Zhu, G.; Yuan, Q., Yang, J., Yeo, J.H., 2015, "Experimental study of hemodynamics in the circle of willis", BioMedical Engineering Online, Londres, v. 14, p 1-15.
- Devault, K.; Gremaud, P. A.; Novak, V., Olufsen, M.S., Vernières, G., Zhao, P., 2008, "Blood flow in the circle of willis: modelling and calibration", Multiscale Modelling & Simulation, v. 7, p. 888-909.
- Enzmann, D.R., Ross, M.R.; Marks, M.P.; Pelc, N.J., 1994, "Blood flow in major cerebral arteries measured by phase-contrast cine MR". AJNR, Baltimore, v. 15, p. 123-129.
- Van Ooij, P., Zwanenburg, J.J.M.; Visser, F., Majoie, C.B., Hendrikse, J., Nederveen, A.J., 2013, "Quantification and Visualization of Flow in the Circle of Willis: Time-Resolved Three-Dimensional Phase Contrast MRI at 7 T Compared with 3 T." Magn Reson Med, San Diego, v. 69, p 868 – 876.

Zhao, M., Amin-Hajiani, S., Ruland, S., Curcio, A.P., Ostergren, L., Charbel, F.T., 2007, "Regional Cerebral Blood Flow Using Quantitative MR Angiography." AJNR, Baltimore, v. 28, p. 1470-1473.

Razavi, S.E.; Sahebjam, R., 2014, "Numerical Simulation of Blood Flow Behavior in the Circle of Willis", Bioimpacts, [lugar], v. 4, p. 89 – 94.

6. RESPONSABILIDADE AUTORAL

Os autores são os únicos responsáveis pelo conteúdo deste trabalho.

Computational Study of the Circle of Willis Hemodynamics

Vinícius Pereira da Silva Oliveira, viniciuspereira@ufrn.edu.br¹

Willyam Brito de Almeida Santos, willyambas@hotmail.com¹

Jonhattan Ferreira Rangel, jferreirarangel01@gmail.com¹

Kleiber Lima de Bessa, klbessa@ct.ufrn.br¹

¹ Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Av. Salgado Filho S/N, Lagoa Nova, Campus Universitário.

Abstract. *The Willis polygon is an arterial structure of great importance for the cerebral circulation, because in addition to distributing the cerebral blood flow, it provides collateral blood passages in cases of stenosis and occlusion of the arteries downstream. This study aims to simulate the hemodynamics of the Willis polygon and to compare it with the literature data. For this, 3D models were created in SOLIDWORKS 2017 and simulated in ANSYS FLUENT 15.0. The data from the output sections were extracted and specific sections were analyzed. Comparing the models it was noted that, in steady state, 75% stenosis does not have much impact on cerebral blood flow. In addition the shear rate was lower than that which would cause stenosis in a Willis polygon in both models.*

Keywords: *hemodynamics, Circle of Willis, CFD, stenosis.*