

МИНОБРНАУКИ РОССИИ
Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего образования
**«САРАТОВСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ Н.Г. ЧЕРНЫШЕВСКОГО»**

Кафедра математической теории упругости и биомеханики

Анализ влияния патологий сонных артерий на виллизиев круг

АВТОРЕФЕРАТ БАКАЛАВРСКОЙ РАБОТЫ

студента 4 курса 431 группы
направления 01.03.03 «Механика и математическое моделирование»
механико-математического факультета

Лосева Владислава Игоревича

Научный руководитель
доцент, к.ф.-м. н.

подпись, дата

Доль А.В.

Зав. кафедрой
д.ф.-м.н., профессор

подпись, дата

Коссович Л.Ю.

Саратов 2019

Введение

Бакалаврская работа посвящена исследованиям, лежащим в области биомеханики, и касается моделирования движения крови в сосудах головного мозга.

Рассматривались трехмерные модели виллизиевого круга с различными вариантами развития строения, а также патологии сонных артерий, вместе они образуют единую систему и различные отклонения в строении или патологии оказывают негативное влияние на кровоток.

Тема является актуальной, так как сердечно – сосудистые заболевания являются одной из самых важных медицинских и социальных проблем в связи с их широкой распространенностью и тяжелыми последствиями для здоровья людей. Современные методы исследования свойств тканей сосудов, а также пакеты прикладных программ, позволяют нам наглядно увидеть влияние патологий на давление, напряжения и линии тока в сосудах.

Целью бакалаврской работы является проведение анализа влияния патологий сонных артерий на виллизиев круг.

Задачами выполняемой работы являются:

- 1) изучение морфологических признаков виллизиевого круга и сонных артерий, описывающих строение, различные патологии, и методы их лечения;
- 2) проанализировать методы с помощью которых выявлялись свойства стенок сосудов, а также крови;
- 3) построение 3D модели сосудов головного мозга;
- 4) провести численных расчет биологических процессов в сосудах;
- 5) проанализировать и сравнить полученные результаты расчетов.

Структура и объем работы. Бакалаврская работа состоит из введения, 6 глав, заключения и списка используемых источников, включающего 21 наименование. Работа изложена на 64 листах машинописного текста без приложений, содержит 75 рисунков.

Основное содержание работы. Во введении описывается актуальность

поставленной задачи, обзор методов исследования свойств тканей, используемых при моделировании движения крови в сосудах, формулируется цель работы и ставятся задачи.

Первая глава посвящена обзору литературы, которая была использована при написании данной работы.

Вторая глава состоит из двух частей. В ней описывается строение виллизиева круга и сонных артерий, также описаны различные патологии и их лечение. В третьей главе описывается математическая постановка задачи. Все уравнения уже заложены в программный комплекс ANSYS. Кровь в данной работе моделировалась как ньютоновская жидкость с заданными плотностью $\rho = 1100 \text{ кг/м}^3$ и коэффициентом динамической вязкости $\eta = 0,004 \text{ Па} \cdot \text{с}$.

Течение крови описывалось системой уравнений Навье-Стокса:

$$\rho \left(\frac{\partial v_i}{\partial t} + \frac{\partial v_i}{\partial x_j} v_j \right) = f_i - \frac{\partial p}{\partial x_i} + \mu \nabla^2 v_i, \text{ div } \vec{v} = 0, \quad (1)$$

где $\nabla^2 = \frac{\partial^2}{\partial x_i^2}$ - оператор Лапласа в декартовой системе координат, ∂ - знак частной производной, v_i - компоненты вектора скорости крови, x_j - пространственные координаты, p - давление крови, μ - коэффициент динамической вязкости крови, индексы i, j пробегает значения от 1 до 3 [16].

Движение стенки сосуда описывалось уравнениями Навье-Ламе:

$$\rho_1 \frac{\partial^2 \bar{u}}{\partial t^2} = \bar{F} + (\lambda + \mu) \frac{\partial \theta}{\partial x_i} + \mu \Delta \bar{u}, \quad (2)$$

где ρ_1 - плотность стенки, $\bar{u}(u, v, w)$ - вектор перемещений, $\bar{F}$ - вектор внешних сил, λ, μ - коэффициенты Ламе, характеризующие механические свойства материала среды, θ - объемное расширение.

На торцах сосуда ставились ограничения на перемещения по всем трем направлениям:

$$u = 0, v = 0, w = 0. \quad (3)$$

На внешней стенке артерии принималось давление, равное нулю, так как воздействие окружающих тканей является незначительным [1].

На входе в артерии задавалось переменное по времени давление потока жидкости, на выходе – постоянное нулевое давление. На рисунке 1 показан график зависимости давления на входе от времени сердечного цикла.

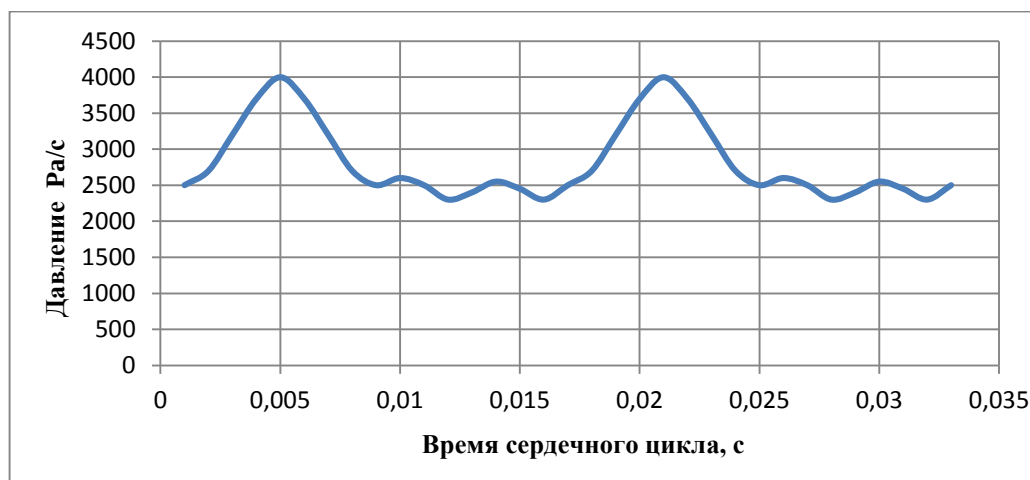


Рисунок 1 – График зависимости давления от времени сердечного цикла

Далее приводятся данные о свойствах стенок сосудов виллизиева круга, сосудов с атеросклерозом, стенки аневризмы, которые в дальнейшем будут использоваться при расчетах биологических процессов в сосудах головного мозга [1,2,3,4,5].

Таблица 1 - Свойства стенок сосудов виллизиева круга

Образец			Модуль Юнга, МПа	Плотность, кг/м ³	Коэффициент Пуассона
Общая сонная артерия	Левая		1,2	1400	0,47
	Правая		1,2	1400	0,47
Базиллярная артерия			0,9	1500	0,47
Мозговая артерия	Задняя	Левая	1	1400	0,45
		Правая	1	1400	0,45
	Средняя	Левая	1,5	1350	0,45
		Правая	1,5	1350	0,45
	Передняя	Левая	1,4	1400	0,45
		Правая	1,4	1400	0,45
Соединительная артерия	Передняя	Левая	1,5	1500	0,47
		Правая	1,5	1500	0,47
	Задняя	Левая	1,5	1500	0,47
		Правая	1,5	1500	0,47
Средние показатели			1,425	1430	0,46
Атеросклероз общей сонной артерии			527 Па		
С аневризмой			0,27		

В данной работе были взяты средние показатели из таблицы 1.

Для построения модели использовался программный комплекс для 3D моделирования SolidWorks. В данной работе будет рассмотрен параметр Aspect Ratio (AR), который является предиктором к разрыву аневризмы. Параметр AR представляет собой отношение высоты купола аневризмы к ширине ее шейки. На рисунке 2 показано нахождение параметра AR.

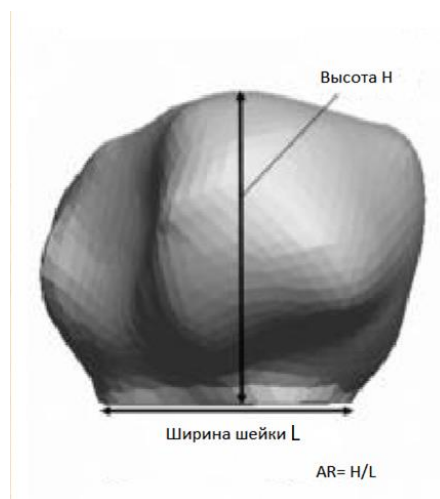


Рисунок 8 – Нахождение параметра AR [5]

Были построены 3D модели виллизиевого круга без передней соединительной артерии, с тремя видами аневризм на левой соединительной артерии, где параметр $AR = 0.8, 1.4, 2.0$. Также были построены три вида сонных артерий: здоровые сонные артерии, сонные артерии со стенозом правой внутренней сонной артерии (ПВСА) 30% и 70%. Всего было построено 9 моделей. В таблице 3 представлены параметры для построения 3D моделей.

Таблица 2 – Параметры для построения 3D моделей

Параметр AR	Просвет стеноза (ПВСА)%		
	100	30	70
0.8	100	30	70
1.4	100	30	70
2.0	100	30	70

С учетом того, что модель почки имеет сложную поверхность, был использован метод поверхностного моделирования, при котором геометрия

создается при помощи сечений. На рисунке 2 показан объем, занимаемый жидкостью (голубой), и объем стенки виллизиевого круга.

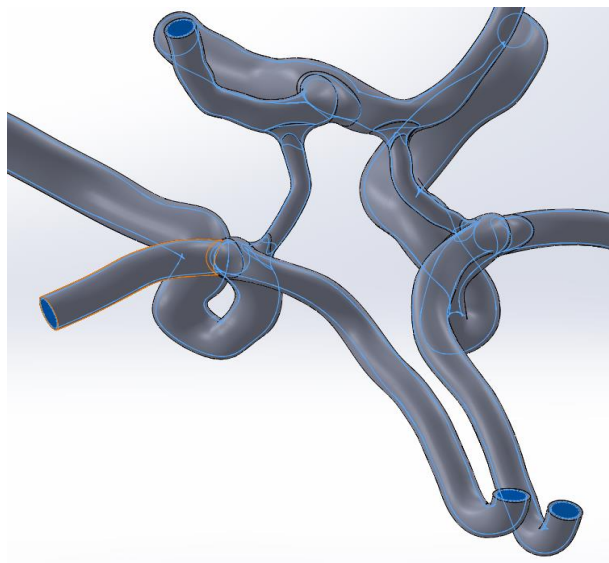


Рисунок 2 – Объем, занимаемый жидкостью(голубой) и объем стенки виллизиевого круга

Затем построенные модели импортировались в программный комплекс ANSYS, в котором проводился численный расчет гемодинамики в сосудах.

Для расчета биологических процессов в сосудах применялся метод конечных элементов, который позволяет решать задачи со сложной геометрией. Для оценки точности численного решения поставленной задачи, были проведен анализ сеточной сходимости. В результате было выявлено, что наиболее оптимальным размером ребра элемента является 0,4 мм, так как при размере сетки 0,2 мм результаты напряжения не отличаются во втором знаке после запятой [6,7,8]. После проведения анализа сеточной сходимости, были проведены расчеты для всех девяти моделей.

Далее будут рассмотрены результаты на примере модели виллизиевого круга с аневризмой, где параметр $AR=1,4$ и со всеми тремя вариантами стеноза на сонных артериях. Анализ результатов позволил выявить, что для виллизиевого круга со здоровыми сонными артериями максимальное значение напряжений (Shear stress τ_w) равно $6,683 \cdot 10^3$ МПа (Рисунок 3, а). В модели с 30% стеноза в ПВСА максимальное значение напряжений (Shear stress τ_w) равно $3,350 \cdot 10^3$ МПа (Рисунок 3, б). В модели с

70% стеноза в ПВСА максимальное значение напряжений (Shear stress τ_{xy}) равно $4,953 \cdot 10^3$ МПа (Рисунок 3, в).

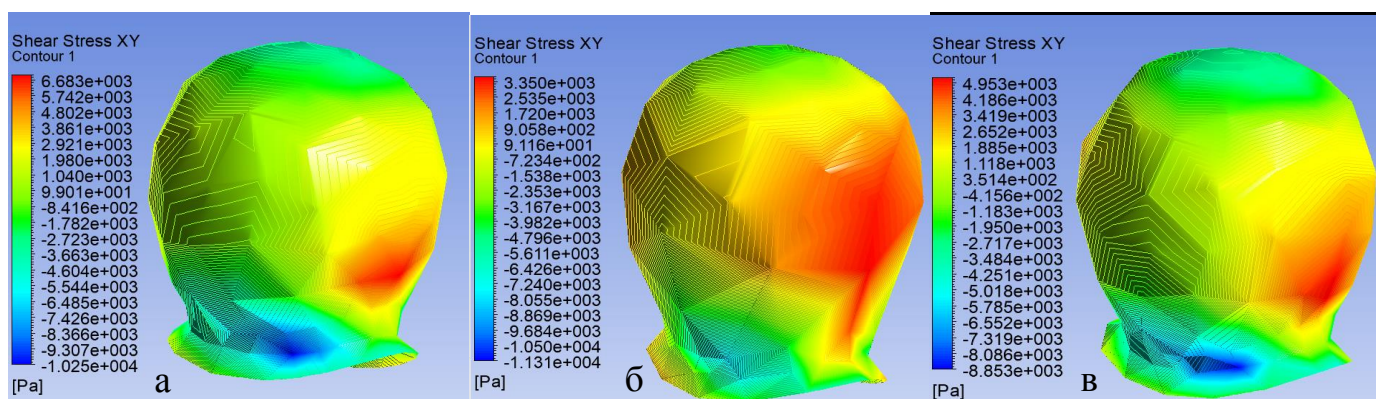


Рисунок 3 – Распределение значения напряжений (Shear stress τ_{xy}) на стенке в аневризме: а) сонные артерии без стеноза, б) 30% стеноза в ПВСА, в) 70% стеноза в ПВСА

Для виллизиевого круга со здоровыми сонными артериями минимальное значение напряжений (Shear stress τ_{xy}) равно 6,866 МПа (Рисунок 4, а). В модели с 30% стеноза в ПВСА минимальное значение напряжений (Shear stress τ_{xy}) равно 9,679 МПа (Рисунок 4, б). В модели с 70% стеноза в ПВСА минимальное значение напряжений (Shear stress τ_{xy}) равно $5,754 \cdot 10$ МПа (Рисунок 4, в). Точка минимальных значений находится на пересечении желтых линий.

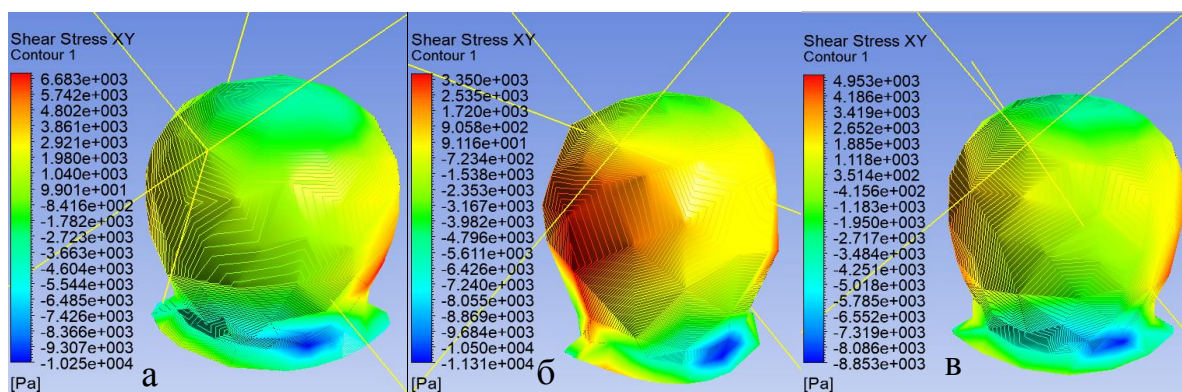


Рисунок 4 – Распределение значения напряжений (Shear stress τ_{xy}) на стенке в аневризме: а) сонные артерии без стеноза, б) 30% стеноза в ПВСА, в) 70% стеноза в ПВСА

В модели без стеноза минимальное значение напряжений (Von Mises Stress) равно $5.270 \cdot 10^3$ МПа (Рисунок 5, а). В модели с 30% стеноза

минимальное значение напряжений (Von Mises Stress) равно $5,299 \cdot 10^3$ МПа (Рисунок 5, б). В модели с 70% стеноза минимальное значение напряжений (Von Mises Stress) равно $4,842 \cdot 10^3$ МПа (Рисунок 5, в).

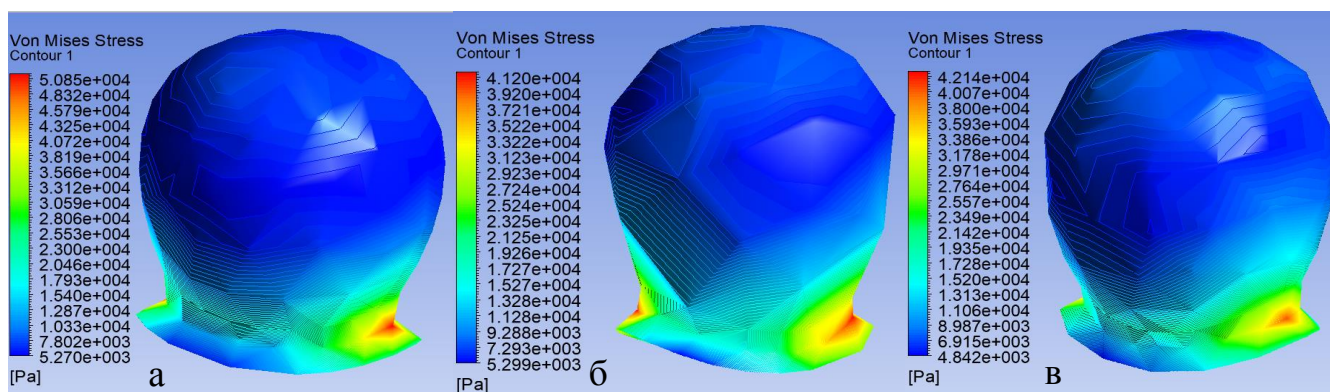


Рисунок 5 – Распределение значения напряжений (Von Mises Stress) в аневризме: а) сонные артерии без стеноза, б) 30% стеноза в ПВСА, в) 70% стеноза в ПВСА

Были рассмотрены распределения линий тока во всей модели. В модели без стеноза картина распределения линий тока (Рисунок 6, а). В модели с 30% стеноза картина распределения линий тока (Рисунок 6 б). В модели с 70% стеноза картина распределений линий тока (Рисунок 6, в).

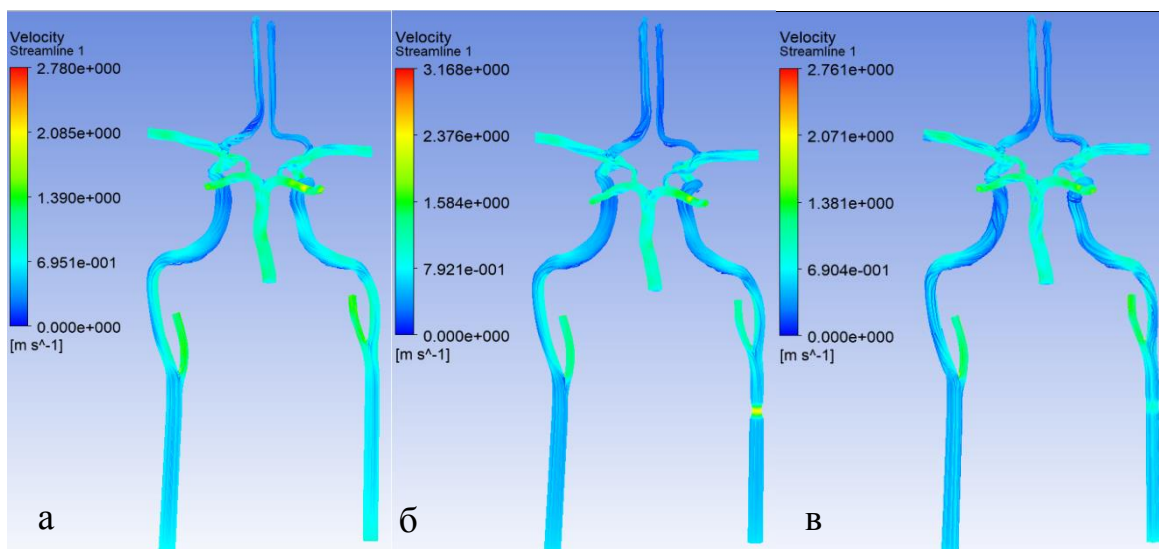


Рисунок 6 – Распределение линии тока в модели: а) сонные артерии без стеноза, б) 30% стеноза в ПВСА, в) 70% стеноза в ПВСА

На рисунке 6 видно, что при стенозе ПВСА скорость потока на выходе правой передней мозговой артерии ниже. Чем больше сужение просвета, тем ниже скорость на выходе. На рисунке 7 показана скорость потока на выходе

правой передней мозговой артерии.

ΔP	Просвет %	SSXY, Pa	SSYZ, Pa	SSZX, Pa	VMS, Pa
------------	--------------	----------	----------	----------	---------

а

б

в

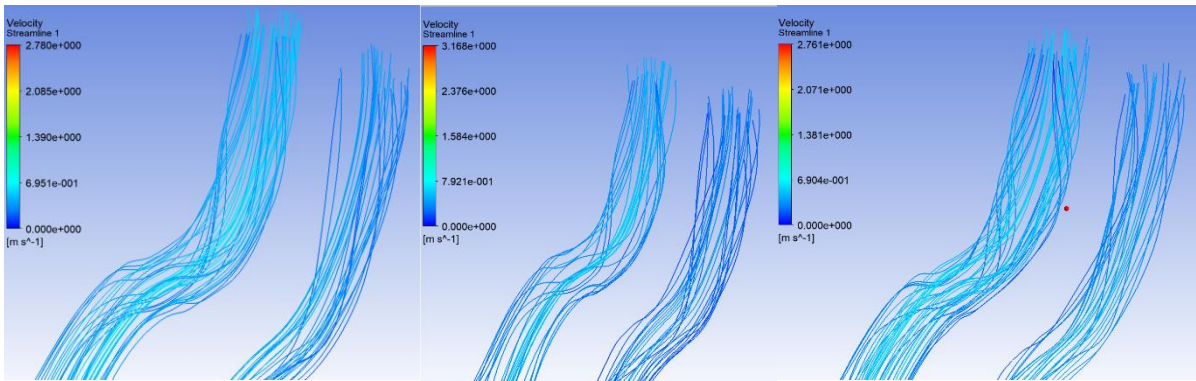


Рисунок 7 – Скорость потока на выходе правой передней мозговой артерии: а) сонные артерии без стеноза, б) 30% стеноза в ПВСА, в) 70% стеноза в ПВСА

В таблице 3 представлены минимальные и максимальные значения для напряжений на стенке аневризмы по всем трем направлениям и напряжения по Мизесу для всех девяти моделей. Красным выделены наименьшие касательные напряжения, при которых аневризма наиболее склонна к разрыву.

		min	max	min	max	min	max	min	max
0.8	100	34,4	6421	27,7	16146	6,7	9966	3636	36949
	30	34,7	5342	69,6	12422	12,1	10670	3087	35502
	70	10,9	5884	8,3	16597	40,1	5567	2081	41070
1.4	100	6,8	6996	6,5	18941	29,1	10254	5270	39878
	30	9,6	3621	8	17221	60	6851	5298	41863
	70	57,4	5209	2,9	15322	4,8	7435	4842	42835
2.0	100	162,4	4702	5,7	19604	17,9	6123	6066	44785
	30	40,8	5244	8,9	11395	11,5	5862	4411	46832
	70	3,8	5019	1,3	13840	5,2	7463	4498	46614

Таблица 3 – Результаты численных расчетов

Закключение. Точки максимальных, а также минимальных напряжений (Shear stress τ_{xy} , τ_{yz} , τ_{zx}) с параметрами AR= 0.8, 1.4, 2.0, в трех направлениях находятся на шейке аневризмы. Значение напряжений (Shear stress τ_{xy}) достигло максимума в аневризме с параметром AR=1.4 в круге со здоровыми артериями. Значение напряжений (Shear stress τ_{yz}) достигло максимума в аневризме с параметром AR=2.0 в круге со здоровыми артериями. Значение напряжений (Shear stress τ_{zx}) достигло максимума в аневризме с параметром

$AR=0.8$ в круге со стенозом 30%. Из таблицы 3 видно, что по мере увеличения стеноза увеличиваются максимальные значения напряжений по Мизесу, что может привести к разрыву аневризм. Кроме того, наиболее склонна к разрыву аневризма с параметром $AR=2.0$, так как именно на ней зафиксировано наименьшее значение касательных напряжений. На аневризме с параметром $AR=0.8$ значения напряжений не достигают критически минимальных значений. Порог параметра AR , после которого аневризма наиболее склонна к разрыву, находится в пределах между 0.8 и 1.4. Для выявления более конкретного значения необходимо продолжить исследование.

Список использованных источников

- 1 Oshima, M. A. New approach to aneurism hemodynamics / M. A. Oshima // Bulletin for The International Association for Computational Mechanics. - 2013. - 45(5), 690–698.
- 2 Valencia, A. Simulation of unsteady laminar flow in models of terminal aneurysm of the left connecting artery / A. Valencia // International Journal of Computational Fluid Dynamics. - 2005. - 19(4), 337–345.
- 3 Long, Y. A. A. Scaling aneurysm model-based approach to assessing the role of flow pattern and energy loss in aneurysm rupture prediction / Y. A. A. Long, J. Zhong, H. Yu, H. Yan., Z. Zhuo, Q. Meng, H. Li // Journal of Translational Medicine. - 2015. - 13(1).
- 4 Vali, A. Computational Fluid Dynamics modeling of contrast transport in basilar aneurysms following flow-altering surgeries. / A. Vali, A. A. Abba, M. T. Lawton, D. Saloner, & V. L. Rayz // Journal of Biomechanics. - 2017. - 50, 195–201.
- 5 Sanchez, M. Intracranial Aneurysmal Pulsatility as a New Individual Criterion for Rupture Risk Evaluation: Biomechanical and Numeric Approach (IRRAs Project) / M. Sanchez, O. Ecker, D. Ambard, F. Jourdan, F. Nicoud, S. Mendez, V. Costalat // American Journal of Neuroradiology. - 2014. - 35(9), 1765–1771. doi:10.3174/ajnr.a3949.
- 6 Ding, Z. Hemodynamic simulation of entry velocity profile on wall shear stress in aneurysms models / Z. Ding, // Biomech. - 2006. - 39(1), 606.
- 7 Mukherjee, D. Computational Assessment of the Relation Between Embolism Source and Embolus Distribution to the Circle of Willis for Improved Understanding of Stroke Etiology / D. Mukherjee, N. D. Jani, K. Selvaganesan, C. L. Weng & S. C. Shadden // Journal of Biomechanical Engineering. - 2016. - 138(8), 081008. doi:10.1115/1.4086.
- 8 Yu, Y. Fractional modeling of viscoelasticity in 3D cerebral arteries and aneurysms / Y. Yu, // Journal of Computational Physics. - 2016. - 323, 219–242.