

DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2020.1.01
УДК 539.3

АСПЕКТ RATIO КАК ФАКТОР, ПРЕДСКАЗЫВАЮЩИЙ РАЗРЫВ АНЕВРИЗМ СОСУДОВ ГОЛОВНОГО МОЗГА

Д.В. Иванов, А.В. Доль, Л.Ю. Коссович

Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского, Россия, 410012, Саратов, Астраханская улица, 83, e-mail: ivanovdv@gmail.com

Аннотация. Аневризмы сосудов головного мозга — патологические расширения, присутствующие у 2–5% населения. Разрыв аневризм часто приводит к развитию геморрагического инсульта. Среди его последствий — инвалидность и смерть. Несмотря на это, превентивное хирургическое лечение аневризм не всегда оправданно, так как приводит к серьезным послеоперационным осложнениям. В связи этим существует проблема разработки и обоснования надежных и удобных критериев оценки риска разрыва аневризм. *Aspect ratio* (отношение высоты аневризмы к диаметру шейки) — относительный размер аневризм, применяющийся для их классификации на склонные к разрыву и несклонные к разрыву. Эта характеристика также используется в качестве предикторов разрыва аневризм. Авторами проведена серия численных биомеханических расчетов, направленных на обоснование критического значения *aspect ratio*, характеризующего аневризмы, склонные к разрыву. При моделировании сравнивали средние касательные напряжения на стенке аневризм с различными *aspect ratio* от 0,5 до 2,25 с шагом 0,25 для асимметричных моделей и *aspect ratio* от 0,5 до 2,1 с шагом 0,2 для симметричных моделей. Выявлено, что *aspect ratio* классифицирует аневризмы. Получено его критическое значение, которое было обосновано при помощи биомеханического моделирования. Выявлено, что при больших значениях *aspect ratio*, чем критическое, существенно уменьшаются касательные напряжения на стенке аневризм, а при переходе через критическое значение *aspect ratio* было выявлено скачкообразное уменьшение средних касательных напряжений на стенке аневризм.

Ключевые слова: *aspect ratio*, *size ratio*, аневризма, виллизиев круг, касательные напряжения на стенке, конечно-элементное моделирование.

ВВЕДЕНИЕ

Аневризмы сосудов головного мозга встречаются у 2–5% населения планеты [28, 35]. Разрыв аневризм приводит к субарахноидальному кровоизлиянию, что в свою очередь может привести к геморрагическому инсульту. Частота встречаемости таких кровоизлияний относительно невысокая [6]. Уровень смертности от инсульта достигает 33% [5] еще до госпитализации, а в течение суток умирает до четверти пациентов. Более того, исследования показывают, что почти половина выживших становится инвалидами [15].

Превентивное хирургическое лечение аневризм влечет за собой серьезные осложнения [10, 31], поэтому вопрос принятия решения относительно выбора методики лечения остается открытым.

© Иванов Д.В., Доль А.В., Коссович Л.Ю., 2020

Иванов Дмитрий Валерьевич, к.ф.-м.н., доцент кафедры математической теории упругости и биомеханики, Саратов

Доль Александр Викторович, к.ф.-м.н., доцент кафедры математической теории упругости и биомеханики, Саратов

Коссович Леонид Юрьевич, д.ф.-м.н., профессор, заведующий кафедрой математической теории упругости и биомеханики, Саратов

Сегодня многие авторы занимаются разработкой простых и удобных для диагностики критериев оценки риска разрыва аневризм сосудов головного мозга. В качестве критериев многими современными авторами предлагается использовать *aspect ratio* (*AR*) [34, 38]. *AR* – отношение высоты аневризмы к диаметру шейки. Клинические исследования связывают *AR* со статусом аневризмы (разорвалась/не разорвалась) и с возможностью оценки риска разрыва. Более того, *AR* может быть измерен индивидуально для каждой аневризмы на основе КТ- или МРТ-данных на этапе предоперационной диагностики. Однако разные авторы получают довольно широкий разброс значений этого параметра, что существенно затрудняет его применение. Поэтому вопрос определения критических значений параметра *AR*, пригодных для классификации аневризм на группы склонных и несклонных к разрыву, является нерешенным и актуальным.

Опубликованы работы [20, 21, 30], в которых численно методом конечных элементов решены задачи биомеханики о течении крови по сосудам головного мозга с аневризмами. Авторы этих работ пытаются выяснить связь между значениями *AR* и гемодинамикой внутри аневризмы. Показано, что высокие *AR* соответствуют гемодинамике, характерной для разорвавшихся аневризм и аневризм, склонных к разрыву.

В данной работе предпринята попытка выявить и математически обосновать критическое значение геометрического параметра *AR*, пригодного для выявления аневризм, склонных к разрыву. Ранее нами [8] был выполнен статистический анализ опубликованных значений *AR* для разорвавшихся и неразорвавшихся аневризм и вычислено критическое значение $AR = 1,23$, позволяющее выявлять аневризмы, склонные к разрыву. В данном исследовании выполнен ряд биомеханических численных расчетов, направленных на обоснование полученного критического значения *AR*. Получено критическое значение *AR*, близкое к тому, которое было получено на основе статистической обработки литературных данных.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Геометрические модели бифуркации базилярной и задних мозговых артерий с аневризмой создавались в системе автоматизированного проектирования *SolidWorks* 2008. Численное моделирование течения крови по сосудам с аневризмами выполнялись в программе конечно-элементного моделирования *Ansys* 19.2. Использовался решатель *CFX*.

Было построено восемь асимметричных моделей бифуркации базилярной артерии с аневризмой для разных значений *AR* – от 0,5 до 2,25, с шагом 0,25 (рис. 1) и девять симметричных моделей бифуркации базилярной артерии с аневризмой для разных значений *AR* – от 0,5 до 2,1, с шагом 0,2 (рис. 2).

Ветви базилярной и задних мозговых артерий намеренно строились довольно протяженными, чтобы минимизировать влияние прямоугольного профиля скорости на входе и выходах на решение задачи в области аневризмы [30].

При моделировании кровь считалась однородной вязкой несжимаемой ньютоновской жидкостью с постоянным коэффициентом динамической вязкости 0,0035 Па·с и плотностью 1050 кг/м³ [17].

Решались нестационарные плоские уравнения Навье–Стокса [2]

$$\rho \frac{d\mathbf{v}}{dt} = -\text{grad } p + \mu \nabla^2 \mathbf{v},$$
$$\text{div } \mathbf{v} = 0,$$

где μ – коэффициент динамической вязкости; ρ – плотность крови; $\mathbf{v}(v_x, v_y)$ – скорость крови; p – давление крови.

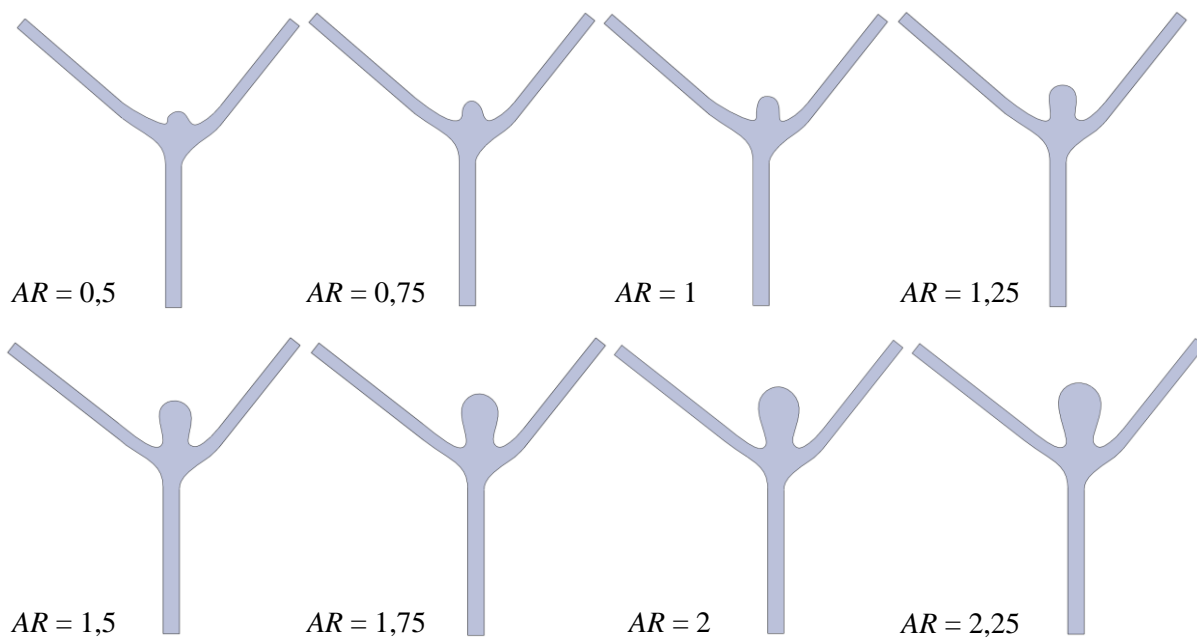


Рис. 1. Плоские асимметричные модели бифуркации базилярной артерии с аневризмой для разных AR – от 0,5 до 2,25, с шагом 0,25

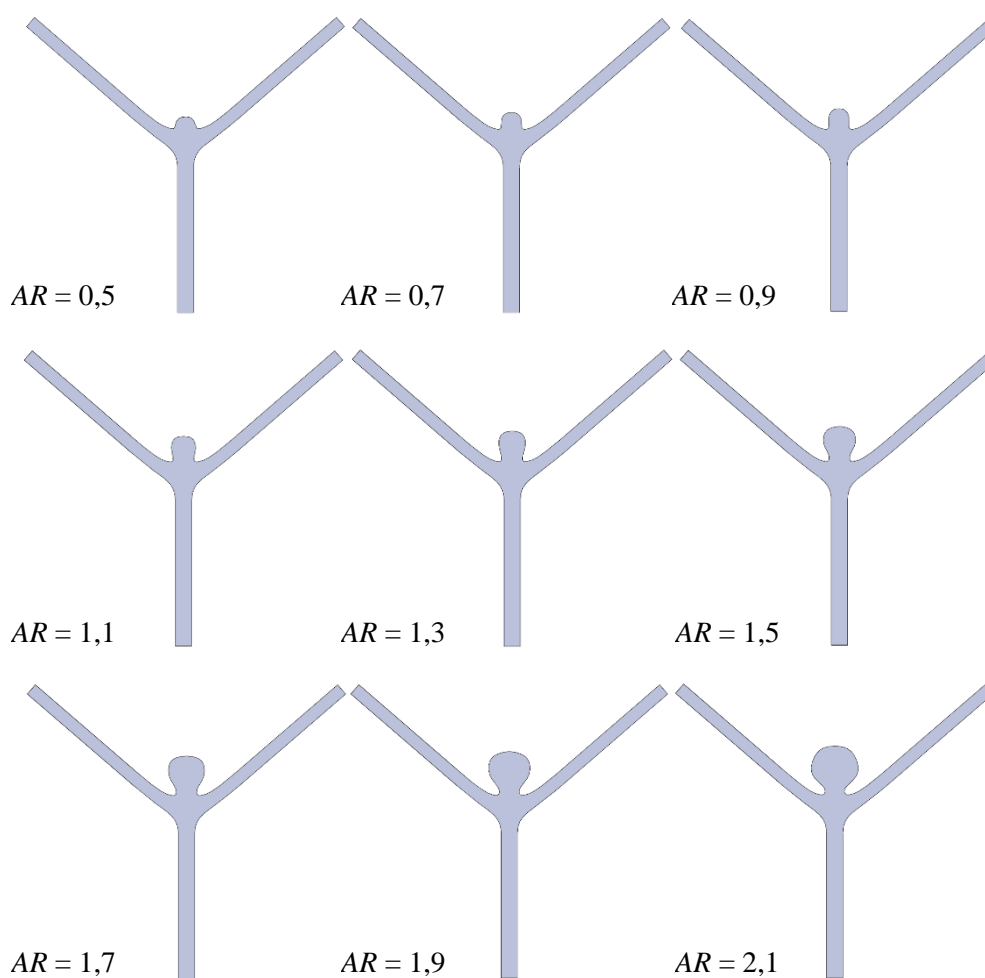


Рис. 2. Плоские симметричные модели бифуркации базилярной артерии с аневризмой для разных AR – от 0,5 до 2,1, с шагом 0,2

На боковых стенках ставили условия прилипания, выражающиеся в равенстве нулю скорости потока крови. Ставили нулевые начальные условия для скорости и давления крови.

Для асимметричных моделей на входе в базилярную артерию задавали прямоугольный профиль скорости [17], изменяющийся во времени в соответствии с графиком, показанным на рис. 3. На выходах задних мозговых артерий задавали нулевое давление.

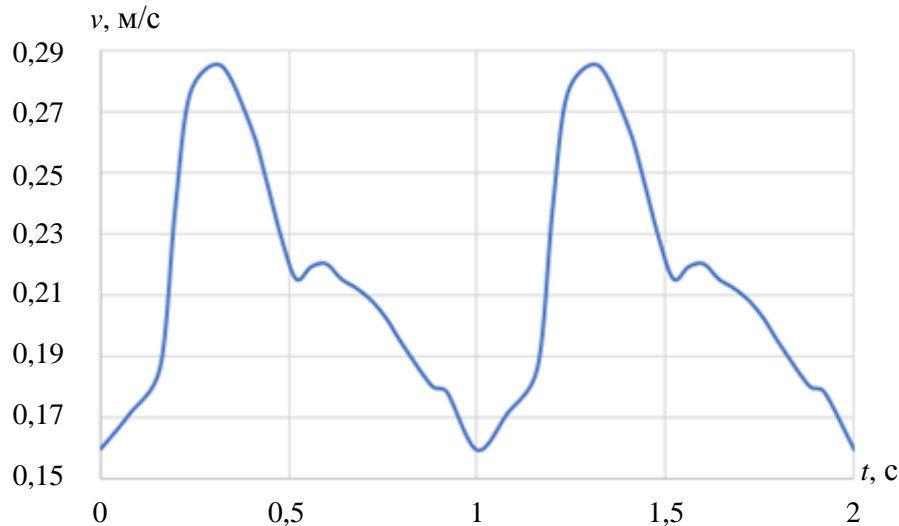


Рис. 3. График зависимости скорости (м/с) крови от времени (с) на входе в базилярную артерию (асимметричные модели)

Время менялось от 0 до 2 с. В интервал попали два сердечных цикла, соответствующие частоте сердечного ритма 60 ударов в минуту.

Для симметричных моделей на входе в базилярную артерию и выходах (правая и левая задние мозговые артерии) задавали зависящий от времени график давления [3], показанный на рис. 4.

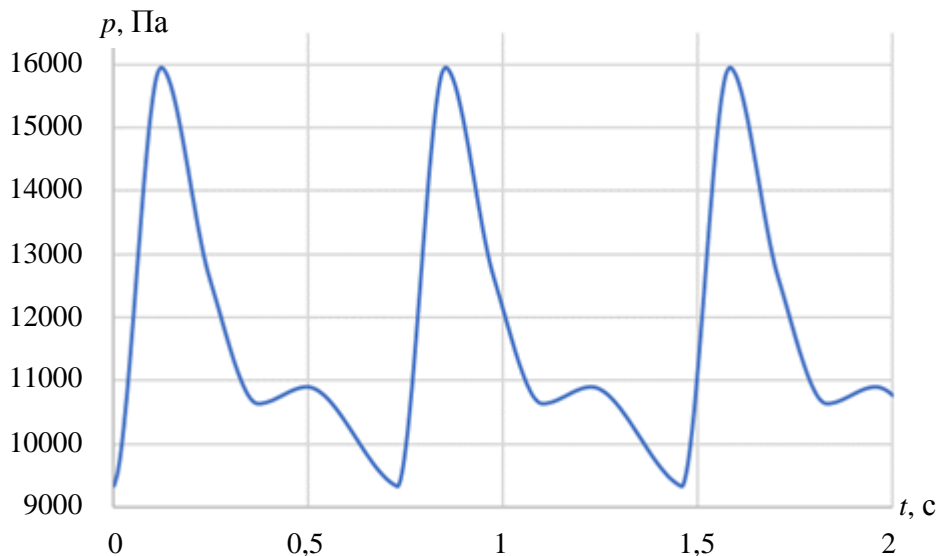


Рис. 4. Зависимость давления (Па) от времени (с) на входе в базилярную артерию (симметричные модели)

При задании давления на входе учитывалось запаздывание выходного графика, равное 0,01 с, относительно входного из-за конечной скорости пульсовой волны давления, которая принималась равной 8 м/с [1]. Время менялось от 0 до 2 с.

В интервал попали почти полных три сердечных цикла, соответствующие частоте сердечного ритма 70 ударов в минуту.

Строилась нерегулярная плоская вычислительная четырехугольная сетка. Число конечных элементов для каждой модели рассчитывалось исходя из анализа сеточной сходимости и равнялось порядка 100 000 шт.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Анализировались средние касательные напряжения на стенке аневризмы (рис. 5) в интервале времени от 1 до 2 с, чтобы минимизировать влияние нулевых начальных условий на поток.

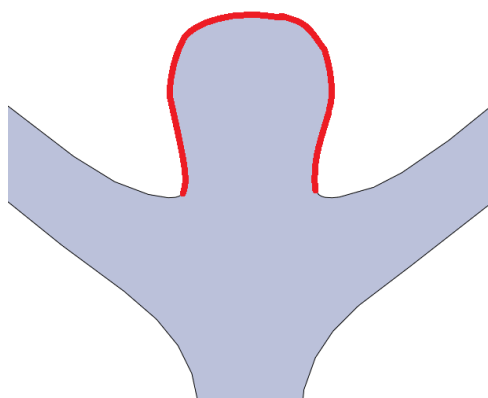


Рис. 5. Симметричная аневризма с $AR = 1,3$. Красным показан купол аневризмы, на котором анализировали касательные напряжения

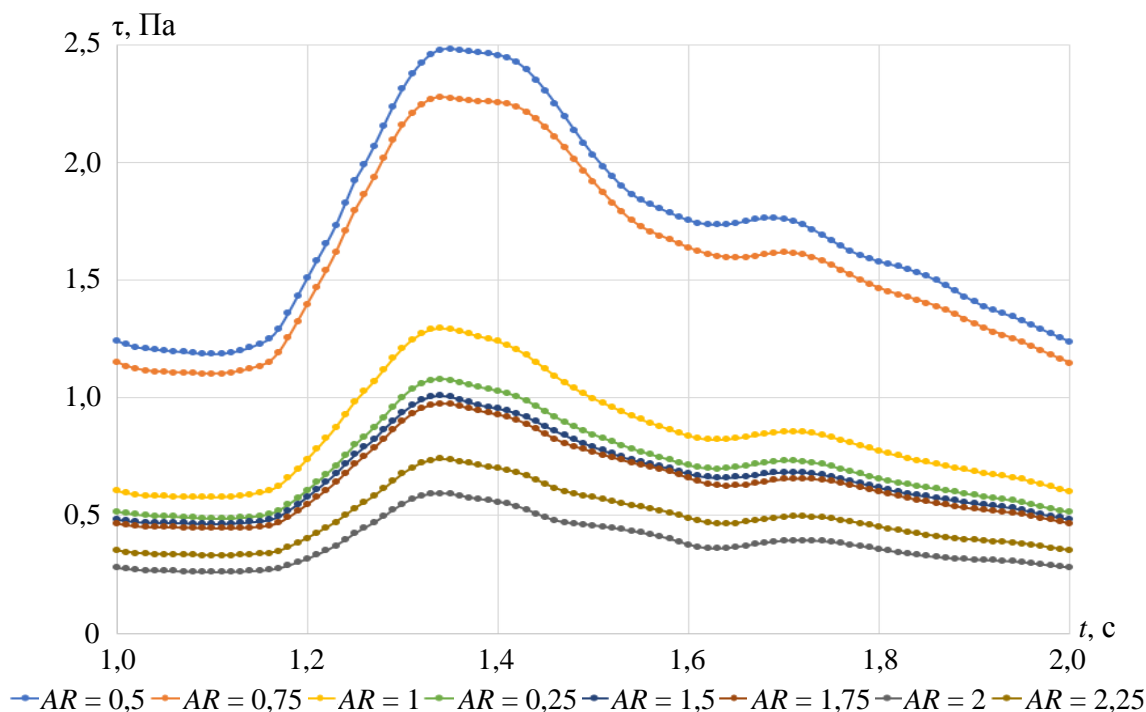


Рис. 6. Зависимость средних WSS (Па) на стенке аневризмы от времени (с) для разных AR (асимметричные модели)

Анализ результатов биомеханического моделирования движения крови по моделям сосудов с аневризмой для разных AR проводился в системе *ANSYS CFD Post 19.2* и в офисном пакете *MS Excel 2019*. Строились графики изменения средних

касательных напряжений (WSS) на стенке аневризмы в зависимости от времени. На рис. 6 показан график средних WSS на стенке асимметричных аневризм. На рис. 7 показан график средних WSS на стенке симметричных аневризм.

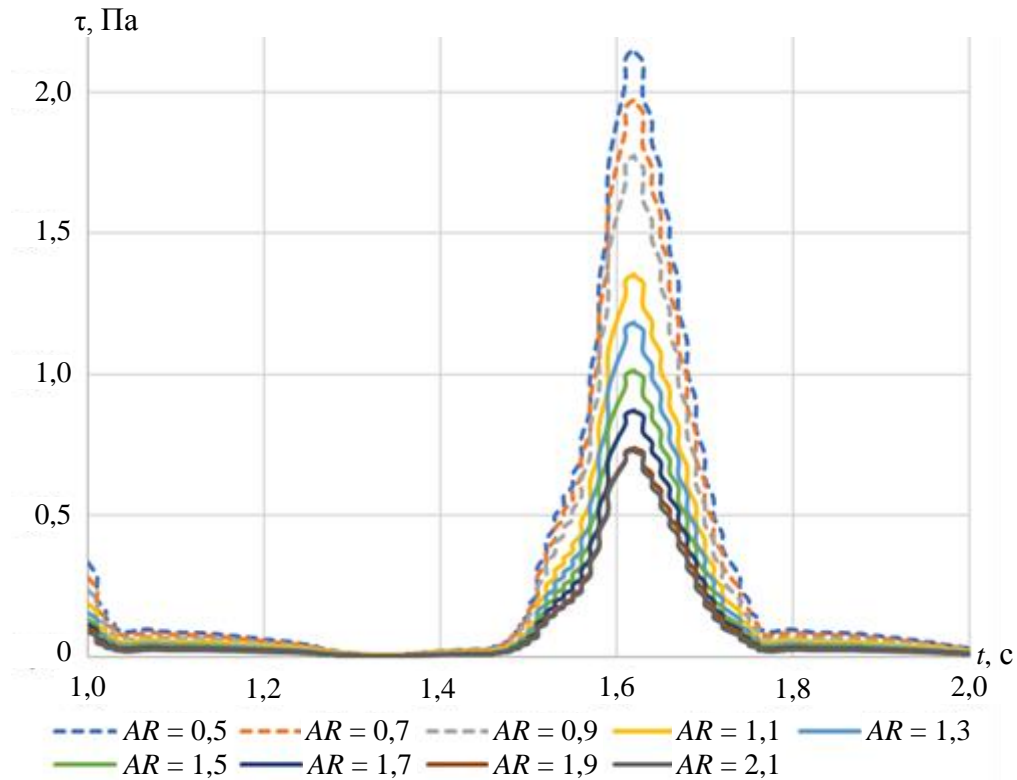


Рис. 7. Зависимость средних WSS (Па) на стенке аневризмы от времени (с) для разных AR (симметричные модели)

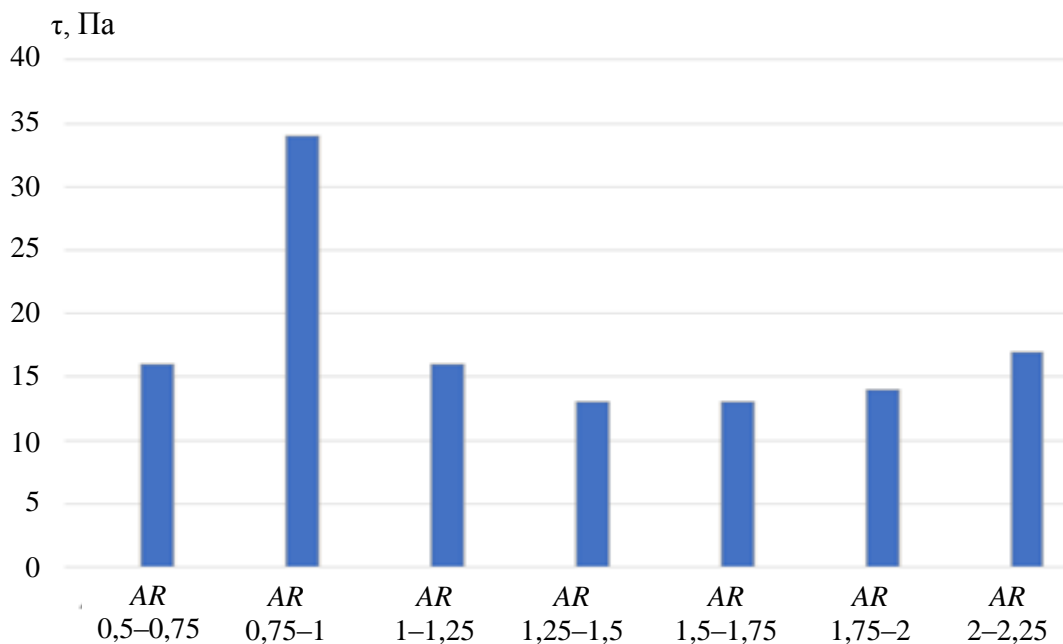


Рис. 8. Изменение средних WSS на стенке аневризмы при увеличении AR (асимметричные модели)

Рис. 6 и 7 показывают снижение средних WSS на стенке аневризмы с ростом AR . Изображенные на рис. 6 и 7 значения WSS были просуммированы по времени для каждого AR соответственно. Далее была рассчитана разница между просуммированными WSS для каждого AR . Другими словами, рассчитали, на сколько процентов изменяются средние WSS на стенке аневризмы при увеличении AR (рис. 8, 9).

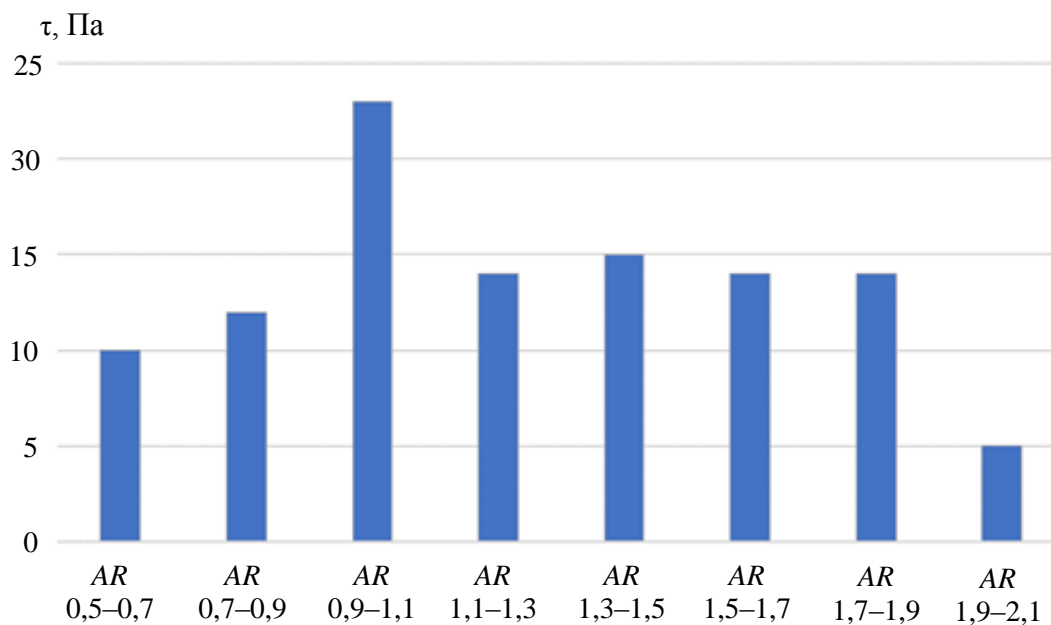


Рис. 9. Изменение средних WSS на стенке аневризмы при увеличении AR (симметричные модели)

ОБСУЖДЕНИЕ

В последние десятилетия многие авторы [37, 16, 4, 29] изучают вопросы разработки морфологических факторов, определяющих риск разрыва аневризм сосудов головного мозга. В первую очередь исследователи рассматривали размер аневризмы [37]. Считалось [37], что большие аневризмы диаметром от 7 мм и выше имеют наибольший риск разрыва. Современные исследования показали, что даже малые аневризмы, до 4 мм, имеют высокий риск разрыва, поэтому понадобились другие критерии.

Среди таких критериев выделяют два основных относительных размера аневризм: *aspect ratio* (AR) [33] и *size ratio* (SR) [7]. Показано, что AR и SR ассоциированы с разрывом и являются его предиктором. По разным источникам, значения AR от 1,2 – критическая величина, соответствующая разорвавшимся аневризмам. *M. Tremmel* с соавторами при помощи численного моделирования показал, что отношение размера аневризмы к размеру сосуда связано с риском разрыва [32]. Высокие значения SR определяют аневризмы с потоками крови, типичными для разорвавшихся аневризм. В качестве предиктора разрыва многие авторы указывают величины SR от 2,6.

Среди гемодинамических факторов выделяют низкие касательные напряжения на стенке (WSS), которые связывают с ростом и разрывом аневризм. Авторы [21, 20] при помощи моделирования показали, что низкие WSS в куполе аневризмы меняют ориентацию эндотелиальных клеток и способствуют росту аневризм, повреждению их

стенки и разрыву. В то же время в здоровом сосуде с ламинарным потоком крови эндотелиальные клетки ориентированы по потоку и имеют регулярно ориентированную структуру.

В работах начала 2000-х гг. авторы, как правило, анализировали качественные картины касательных напряжений на стенке аневризм, а также картины линий тока внутри аневризм и артерий. В более новых работах авторами анализируются количественные характеристики касательных напряжений на стенке. В данной работе мы остановимся на количественной оценке течения крови по сосудам с аневризмами при различных AR .

Ранее [8] на основе анализа литературных данных нами было найдено критическое значение $AR = 1,23$, при помощи которого можно выявлять аневризмы, склонные к разрыву. Было показано, что AR существенно лучше, чем SR , классифицирует аневризмы. Это показал ROC -анализ и дискриминантный анализ. В данной работе выполнена попытка обосновать это критическое значение AR . Выполнена серия численных расчетов, моделирующих течение крови по сосудам с аневризмами с различными AR . В данном исследовании намеренно не моделировали упругость стенок артерий и аневризм, так как их механические свойства зачастую неизвестны, а механические модели стенок сосудов головного мозга недостаточно изучены. Более того, при построении модели сосудов авторы [30] сегодня вынуждены брать средние (литературные) значения и для толщин стенок сосудов из-за недостаточности исходных данных, полученных на основе КТ. Поэтому в данном исследовании стенки считали жесткими, чтобы не вносить в решение дополнительные ошибки.

Анализ результатов биомеханического конечно-элементного моделирования показал существенные различия в средних WSS на стенке аневризм для разных AR . Так, для асимметричных моделей при $AR < 1$ и для симметричных моделей при $AR < 1,1$ выявлено, что происходит скачкообразное изменение средних WSS на стенке аневризм. Это продемонстрировано на рис. 6 и 7. Более того, из рис. 6 и 7 видно, что при $AR \geq 1$ для асимметричных моделей и при $AR \geq 1,1$ для симметричных моделей средние WSS на стенке аневризмы не превышали значения 1,5 Па в течение всего сердечного цикла. Низкие $WSS < 1,5$ Па на стенке сосудов и аневризм ассоциируются с повреждением и дальнейшим разрушением стенки, отложениями атеросклеротических бляшек [24].

На рис. 8 мы видим, что для асимметричных моделей наибольшее скачкообразное изменение в процентном соотношении средних WSS на стенке аневризмы AR было получено при увеличении AR с 0,75 до 1. Аналогичные выводы получены для симметричных моделей при увеличении AR с 0,9 до 1,1 (см. рис. 9). Для асимметричных моделей наибольший скачок средних WSS при увеличении AR с 0,75 до 1 составил 34%, а для симметричных моделей скачок средних WSS при увеличении AR с 0,9 до 1,1 достиг 23%. В других случаях увеличение AR приводило к существенно меньшим изменениям средних WSS , что показано на рис. 8 и 9. Эти выводы свидетельствуют о том, что значение AR , находящееся в интервале от 1 до 1,1, является неким пределом, при переходе через который существенно меняются характеристики потока внутри аневризмы. Можно полагать, что аневризмы с $AR \geq 1$ (1,1 в случае симметричных аневризм) становятся склонными к разрыву. Важно подчеркнуть, что эти выводы были получены для разных моделей, отличающихся и граничными условиями, и геометрическими особенностями, что показывает воспроизводимость результатов моделирования.

Другие авторы [20] также отмечают снижение WSS на стенке аневризмы с ростом AR . Но нами не обнаружены работы, в которых приводится такое скачкообразное изменение WSS на стенке при изменении AR .

Отметим также, что по аналогии с другими подобными работами в данном исследовании была поставлена и решена задача о течении ньютоновской жидкости в артериях с жесткими стенками. Течение моделировалось ламинарным, а на входе задавали типичный график изменения скорости (давления) от времени. Конечно, такие «стандартные» параметры моделирования могут повлиять на гемодинамику внутри аневризмы. Несмотря на эти ограничения, полученные предельные, критические значения AR хорошо согласуются с предельным значением AR , вычисленным при помощи методов статистики. Можно говорить о том, что в данной работе получилось математически обосновать предельное AR , определяющее аневризмы, склонные к разрыву.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В данной работе представлены результаты биомеханического моделирования движения крови по сосудам с аневризмой для различных значений AR . Биомеханическое моделирование позволило обосновать критическое значение AR и показать, что асимметричные аневризмы с $AR \geq 1$ и симметричные аневризмы с $AR \geq 1,1$ становятся склонными к разрыву.

БЛАГОДАРНОСТИ

Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда (проект № 17-71-10191).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Гурфинкель Ю.И., Кацэ Н.В., Парфенова Л.М., Иванова И.Ю., Орлов В.А. Сравнительное исследование скорости распространения пульсовой волны и эндотелиальной функции у здоровых и пациентов с сердечно-сосудистой патологией // Российский кардиологический журнал. – 2009. – № 2. – С. 38–43.
2. Лойцянский Л.Г. Механика жидкости и газа. – М.: Наука, 1970. – 904 с.
3. Парашин В.Б., Иткин Г.П. Биомеханика кровообращения. – М.: Изд-во МГТУ имени Н.Э. Баумана, 2005. – 224 с.
4. Backes D., Vergouwen M.D., Velthuis B.K., van der Schaaf I.C., Bor A.S., Algra A., Rinkel G.J. Difference in aneurysm characteristics between ruptured and unruptured aneurysms in patients with multiple intracranial aneurysms // Stroke. – 2014. – Vol. 45, no. 5. – P. 1299–1303.
5. Broderick J.P., Brott T.G., Duldner J.E., Tomsick T., Leach A. Initial and recurrent bleeding are the major causes of death following subarachnoid hemorrhage // Stroke. – 1994. – Vol. 25. – P. 1342–1347.
6. De Rooij N.K., Linn F.H., van der Plas J.A., Algra A., Rinkel G.J. Incidence of subarachnoid haemorrhage: a systematic review with emphasis on region, age, gender and time trends // J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry. – 2007. – Vol. 78. – P. 1365–1372.
7. Dhar S., Tremmel M., Mocco J., Kim M., Yamamoto J., Siddiqui A.H., Hopkins L.N., Meng H. Morphology parameters for intracranial aneurysm rupture risk assessment // Neurosurgery. – 2008. – Vol. 63, no. 2. – P. 185–197.
8. Dol A.V., Fomkina O.A., Ivanov D.V. Threshold values of morphological parameters associated with cerebral aneurysm rupture risk // Изв. Сарат. ун-та. Нов. сер. Сер. Математика. Механика. Информатика. – 2019. – Т. 19, вып. 3. – С. 289–304.
9. Duan Z., Li Y., Guan S., Ma C., Han Y., Ren X., Wei L., Li W., Lou J., Yang Z. Morphological parameters and anatomical locations associated with rupture status of small intracranial aneurysms // Scientific Reports. – 2018. – Vol. 8. DOI: 10.1038/s41598-018-24732-1
10. Etminan N., Rinkel G.J. Unruptured intracranial aneurysms: development, rupture and preventive management // Nat. Rev. Neurol. – 2016. – Vol. 12, no. 12. – P. 699–713.
11. Fan J., Wang Y., Liu J., Jing L., Wang C., Li C., Yang X., Zhang Y. Morphological-hemodynamic characteristics of intracranial bifurcation mirror aneurysms // World Neurosurg. – 2015. – Vol. 84, no. 1. – P. 114–120.

12. Ghasemi A., Zahediasl S. Normality Tests for Statistical Analysis: A Guide for Non-Statisticians // *Int. J. Endocrinol. Metab.* – 2012. – Vol. 10, no. 2. – P. 486–489.
13. Hajian-Tilaki K. Receiver operating characteristic (ROC) Curve analysis for medical diagnostic test evaluation // *Caspian J. Intern. Med.* – 2013. – Vol. 4, no. 2. – P. 627–635.
14. Ho A.L., Lin N., Frerichs K.U., Du R. Intrinsic, transitional, and extrinsic morphological factors associated with rupture of intracranial aneurysms // *Neurosurgery.* – 2015. – Vol. 77, no. 3. – P. 433–441.
15. Ie Roux A.A., Wallace M.C. Outcome and cost of aneurysmal subarachnoid hemorrhage // *Neurosurg. Clin. N. Am.* – 2010. – Vol. 21. – P. 235–246.
16. Inagawa T., Hada H., Katoh Y. Unruptured intracranial aneurysms in elderly patients // *Surg. Neurol.* – 1992. – Vol. 38, no. 5. – P. 364–370.
17. Ivanov D.V., Dol A.V. Morphological and numerical assessment of intracranial aneurysms ruptures risk // *Russian Open Medical Journal.* – 2018. – Vol. 7. – P. e0304.
18. Jeon H.J., Lee J.W., Kim S.Y., Park K.Y., Huh S.K. Morphological parameters related to ruptured aneurysm in the patient with multiple cerebral aneurysms (clinical investigation) // *Neurol. Res.* – 2014. – Vol. 36, no. 12. – P. 1056–1062.
19. Jiang H., Shen J., Weng Y.-X., Pan J.-W., Yu J.-B., Wan Z.-A., Zhan R. Morphology parameters for mirror posterior communicating artery aneurysm rupture risk assessment // *Neurol. Med. Chir. (Tokyo).* – 2015. Vol. 55, no. 6. – P. 498–504.
20. Jing L., Fan J., Wang Y., Li H., Wang S., Yang X., Zhang Y. Morphologic and hemodynamic analysis in the patients with multiple intracranial aneurysms: ruptured versus unruptured // *PLoS One.* – 2015. – Vol. 10, no. 7. – P. e0132494.
21. Kaneko N., Mashiko T., Namba K., Tateshima S., Watanabe E., Kawai K. A patient-specific intracranial aneurysm model with endothelial lining: a novel in vitro approach to bridge the gap between biology and flow dynamics // *J. Neurointerv. Surg.* – 2017. DOI: 10.1136/neurintsurg-2017-013087
22. Li M., Jiang Z., Yu H., Hong T. Size ratio: a morphological factor predictive of the rupture of cerebral aneurysm? // *Can. J. Neurol. Sci.* – 2013. – Vol. 40, no. 3. – P. 366–371.
23. Lin N., Ho A., Charoenvimolphan N., Frerichs K.U., Day A.L., Du R. Analysis of morphological parameters to differentiate rupture status in anterior communicating artery aneurysms // *PLoS One.* – 2013. Vol. 8, no. 11. – e79635.
24. Malek A.M., Alper S.L., Izumo S. Hemodynamic shear stress and its role in atherosclerosis // *JAMA.* – 1999. – Vol. 282, no. 21. – P. 2035–2042.
25. Milton R.C. An extended table of critical values for the Mann-Whitney (Wilcoxon) two-sample statistic // *Journal of the American Statistical Association.* – 1964. – Vol. 59, no. 307. – P. 925–934.
26. Mukaka M.M. A guide to appropriate use of Correlation coefficient in medical research // *Malawi Med J.* – 2012. – Vol. 24, no. 3. – P. 69–71.
27. Qiu T., Xing H. Morphological distinguish of rupture status between sidewall and bifurcation cerebral aneurysms // *Int. J. Morphol.* – 2014. – Vol. 32, no. 3. – P. 1111–1119.
28. Rinkel G.J., Djibuti M., Algra A., van Gijn J. Prevalence and risk of rupture of intracranial aneurysms: a systematic review // *Stroke.* – 1998. – Vol. 29. – P. 251–256.
29. Shojima M., Morita A., Nakatomi H., Tominari S. Size is the most important predictor of aneurysm rupture among multiple cerebral aneurysms: post hoc subgroup analysis of unruptured cerebral aneurysm study Japan // *Neurosurgery.* – 2018. – Vol. 82, no. 6. – P. 864–869. DOI: 10.1093/neuros/nyx307
30. Sun H.T., Sze K.Y., Tang A.Y.S., Tsang A., Hang A.C., Chow K.W. Effects of aspect ratio, wall thickness and hypertension in the patient-specific computational modeling of cerebral aneurysms using fluidstructure interaction analysis // *Engineering Applications of Computational Fluid Mechanics.* – 2019. – Vol. 13, no. 1. – P. 229–244.
31. Thompson B.G., Brown R.D., Amin-Hanjani S., Broderick J.P., Cockcroft K.M., Connolly E.S., Duckwiler G.R., Harris C.C., Howard V.J., Johnston S.C., Meyers P.M., Molyneux A., Ogilvy C.S., Ringer A.J., Torner J. Guidelines for the management of patients with unruptured intracranial aneurysms: a guideline for healthcare professionals from the American heart association / American stroke association // *Stroke.* – 2015. – Vol. 46, no. 8. – P. 2368–2400.
32. Tremmel M., Dhar S., Levy E.I., Mocco J., Meng H. Influence of intracranial aneurysm-to-parent vessel size ratio on hemodynamics and implication for rupture: results from a virtual experimental study // *Neurosurgery.* – 2009. – Vol. 64, no. 4. – P. 622–630.
33. Ujiie H., Tachibana H., Hiramatsu O., Hazel A.L., Matsumoto T., Ogasawara Y., Nakajima H., Hori T., Takakura K., Kajiya F. Effects of size and shape (aspect ratio) on the hemodynamics of saccular aneurysms: a possible index for surgical treatment of intracranial aneurysms // *Neurosurgery.* – 1999. – Vol. 45, no. 1. – P. 119–129.
34. Ujiie H., Tamano Y., Sasaki K., Hori T. Is the aspect ratio a reliable index for predicting the rupture of a saccular aneurysm? // *Neurosurgery.* – 2001. – Vol. 48, no. 3. – P. 495–502.

35. Vernooij M.W., Ikram M.A., Tanghe H.L., Vincent A.J.P.E., Hofman A. Krestin G.P., Niessen W.J., Breteler M.M.B., van der Lugt A. Incidental findings on brain MRI in the general population // *N. Engl. J. Med.* – 2007. – Vol. 357. – P. 1821–1828.
36. Wang G.-X., Liu L.-L., Wen L., Cao Y.-X., Pei Y.-C., Zhang D. Morphological characteristics associated with rupture risk of multiple intracranial aneurysms // *Asian Pac. J. Trop. Med.* – 2017. – Vol. 10. – P. 1011–1014.
37. Wiebers D.O., Whisnant J.P., Huston J., Meissner I., Brown R.D., Piepgras D.G., Forbes G.S., Thielen K., Nichols D., O'Fallon W.M., Peacock J., Jaeger L., Kassell N.F., Kongable-Beckman G.L., Torner J.C. Unruptured intracranial aneurysms: natural history, clinical outcome, and risks of surgical and endovascular treatment // *Lancet.* – 2003. – Vol. 362, no. 9378. – P. 103–110.
38. Zhang J., Can A., Mukundan S., Steigner M., Castro V.M., Dligach D., Finan S., Yu S., Gainer V., Shadick N.A., Savova G., Murphy S., Cai T., Wang Z., Weiss S.T., Du R. Morphological variables associated with ruptured middle cerebral artery aneurysms // *Neurosurgery.* – 2018. DOI: 10.1093/neuros/nyy213
39. Zhang Y., Jing L., Liu J., Li C., Fan J., Wang S., Li H., Yang X. Clinical, morphological, and hemodynamic independent characteristic factors for rupture of posterior communicating artery aneurysms // *J. Neurointerv. Surg.* – 2016. – Vol. 8. – P. 808–812.
40. Zheng Y., Xu F., Ren J., Xu Q., Liu Y., Tian Y., Leng B. Assessment of intracranial aneurysm rupture based on morphology parameters and anatomical locations // *J. Neurointerv. Surg.* – 2016. – Vol. 12. – P. 1240–1246.

ASPECT RATIO AS A FACTOR PREDICTING RUPTURE OF CEREBRAL ANEURYSMS

D.V. Ivanov, A.V. Dol, L.Y. Kossovich (Saratov, Russia)

Cerebral vascular aneurysms are abnormalities present in 2–5% of the population. Aneurysm rupture often leads to the development of a hemorrhagic stroke. Among its consequences are disability and death. Despite this, preventive surgical treatment of aneurysms is not always justified, since it leads to serious postoperative complications. In this regard, there is the problem of developing and justifying reliable and convenient criteria for assessing the risk of aneurysm rupture. Aspect ratio (the ratio of the height of the aneurysm to the diameter of the neck) is the relative size of the aneurysms used to classify them as prone to rupture and not prone to rupture. This characteristic is also used as predictor of aneurysm rupture. In this paper, we carried out a series of numerical biomechanical calculations aimed at substantiating the critical value of the aspect ratio characterizing aneurysms prone to rupture. In the simulation, the average shear stresses on the aneurysm wall were compared for different aspect ratios from 0.5 to 2.25 with a step of 0.25 for asymmetric models and for aspect ratios from 0.5 to 2.1 with a step of 0.2 for symmetrical models. It was revealed that average wall shear stresses on the aneurysm significantly decrease when the aspect ratio is greater than critical. An abrupt decrease in the average wall shear stresses on the aneurysm with aspect ratio greater than the critical value was revealed.

Key words: aspect ratio, size ratio, aneurysm, circle of Willis, wall shear stress, finite-element modeling.

Получено 27 марта 2019