

DOI: 10.15825/1995-1191-2020-3-79-85

## МАТЕМАТИЧЕСКАЯ ОЦЕНКА ГЕМОЛИЗА КАНАЛЬНОГО ЦЕНТРОБЕЖНОГО НАСОСА

*А.П. Кулешов<sup>1</sup>, Г.П. Иткин<sup>1, 2</sup>, А.С. Бучнев<sup>1</sup>, А.А. Дробышев<sup>1</sup>*

<sup>1</sup> ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр трансплантологии и искусственных органов имени академика В.И. Шумакова» Минздрава России, Москва, Российская Федерация

<sup>2</sup> ФГАОУ ВО «Московский физико-технический институт (национальный исследовательский университет)», Москва, Российская Федерация

Целью работы является проведение исследований на математической модели по оценке гемолитических характеристик в разработанном нами канальном центробежном насосе в диапазоне скоростей рабочего колеса 2000–3400 об/мин и перепадом давления 100–250 мм рт. ст. в разных отделах проточного тракта насоса. Расчетный индекс гемолиза проведен при скоростях потока от 1 до 10 л/мин. Результатом работы явилась оценка среднего значения касательного напряжения (КН) с учетом распределения в насосе, которое составило от 40 до 60 Па. Были проведены оценки наиболее критичных с точки зрения травмы крови зон насоса. В результате расчетов определены максимальные КН в зоне РК 456 Па и прилегающей зоне корпуса 533,3 Па, при соответствующем времени экспозиции 0,0115 и 0,0821 с. В этих зонах наблюдаются максимальные значения ИГ 0,0420 и 0,0744. На основании полученных данных была проведена оптимизация данных зон с точки зрения минимизации гемолиза.

*Ключевые слова:* 3D-моделирование, механическая поддержка кровообращения, канальный центробежный насос, касательное напряжение, время экспозиции, индекс гемолиза.

## MATHEMATICAL EVALUATION OF HEMOLYSIS IN A CHANNEL CENTRIFUGAL BLOOD PUMP

*A.P. Kuleshov<sup>1</sup>, G.P. Itkin<sup>1, 2</sup>, A.S. Buchnev<sup>1</sup>, A.A. Drobyshev<sup>1</sup>*

<sup>1</sup> Shumakov National Medical Research Center of Transplantology and Artificial Organs, Moscow, Russian Federation

<sup>2</sup> Moscow Institute of Physics and Technology, Moscow, Russian Federation

The objective of this work is to conduct research on a mathematical model to assess hemolytic characteristics in a channel centrifugal blood pump developed by us with 2000–3400 rpm impeller speed range and 100–250 mmHg pressure drop in different parts of the pump flow path. Hemolysis index was measured at 1 to 10 L/min flow rate. The result was an estimate of the average magnitude of the shear stress (SS), taking into account the distribution in the pump, which ranged from 40 to 60 Pa. The most critical areas of the pump in terms of blood injury were evaluated. The maximum SSs were determined: 456 Pa in the impeller wheel zone and 533.3 Pa in the adjacent area of the body, with an exposure time of 0.0115 s and 0.0821 s respectively. In these zones, maximum hemolysis index values were 0.0420 and 0.0744 respectively. Based on the data obtained, these zones were optimized in terms of minimizing hemolysis.

*Keywords:* 3D modeling, mechanical circulatory support, channel centrifugal blood pump, shear stress, exposure time, hemolysis index.

### ВВЕДЕНИЕ

При разработке современных насосов вспомогательного кровообращения одним из основных этапов является предварительная теоретическая оценка

влияния работы насоса на показатели гемосовместимости с точки зрения минимизации условий, приводящих к травме крови [1, 2]. Для решения данной задачи применяются современные программные комплексы, которые в процессе проектирования на-

**Для корреспонденции:** Кулешов Аркадий Павлович. Адрес: 123182, Москва, ул. Щукинская, д. 1. Тел. (915) 292-47-98. E-mail: ilovemylene@yandex.ru

**Corresponding author:** Arkady Kuleshov. Address: 1, Shchukinskaya str., Moscow, Russian Federation. Phone: (915) 292-47-98. E-mail: ilovemylene@yandex.ru

сосов позволят определять направления оптимизации конструкции насосов. В данной работе проведен теоретический анализ разработанного нами канального центробежного насоса (КЦН) с точки зрения минимизации травмы крови в условиях использования насоса при обходе левого желудочка сердца (ОЛЖ) и экстракорпоральной мембранной оксигенации (ЭКМО) с результатами расчетов касательного напряжения (КН) и времени экспозиции, которые являются основными параметрами, определяющими травму крови. С учетом полученных данных были оценены расчетные индексы гемолиза (НИН) для основных рабочих зон насоса.

**МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ**

Исследования проводились на разработанной нами модели КЦН с детальным расчетом компонентов насоса – входного тракта, рабочего колеса (РК), спирального отвода (СО) и выходного канала, а также переходных зон, которые более детально описаны в статье [3]. Общий вид насоса изображен на рис. 1.

Геометрические параметры проточного тракта РК представляют собой обновленную модель ло-

пастной структуры закрытого типа. Внутренний диаметр входной канюли составляет 10 мм. В диске РК с наружным диаметром 46 мм имеются четыре трубчатых канала постоянного сечения диаметром 5 мм. Каждый канал сформирован по логарифмической спирали и имеет круглое сечение, обеспечивающее условия ламинарного течения. Основные элементы насоса представлены на рис. 2. Вращение РК осуществляется за счет магнитной муфты, которая представляет собой механизм бесконтактной передачи энергии вращения от привода насоса к РК. Выходной канал оканчивается 10-мм штуцером (8). Зазоры между РК и внутренней поверхностью составили 500 мкм. В работе оценка КН проведена для семи основных критических с точки зрения травмы крови зон насоса, показанных на рис. 2: верхняя зона – ВЗ (1726,9 мм<sup>2</sup>), зона спирального отвода – СО (1449,2 мм<sup>2</sup>), боковая зона – БЗ (1135,0 мм<sup>2</sup>), зона каналов – ЗК (3152,3 мм<sup>2</sup>), нижняя зона – НЗ (1688,9 мм<sup>2</sup>), зона рабочего колеса – ЗРК (4435,1 мм<sup>2</sup>) и зона диффузора – ЗД (473,3 мм<sup>2</sup>).

На основании предварительных компьютерных исследований была построена 3D-модель КЦН в программном обеспечении Solid Works Corporation (Concord, MA), послужившая основой для построения конструкции КЦН. Для моделирования расчетной сетки КЦН были использованы ресурсы программного пакета Fluent v16.0 (ANSYS inc., Canonsburg, Pennsylvania). В программном комплексе использована SST-модель турбулентного потока, адаптированная для расчетов вблизи стенки. Рабочая жидкость была принята несжимаемой и ньютоновской с вязкостью 4,0 СП, плотностью 1,050 кг/м<sup>3</sup>, что отражает картину ожидаемого гематокрита 35%. При этом концентрация и размеры частиц были выбраны в соответствии с физиологией форменных элементов крови. Выбор граничных условий отражал параметры применения КЦН в процедурах ОЛЖ и ЭКМО. Диапазон скорости вращения РК КЦН от 2000 до 3400 об/мин с шагом 200. Пять рабочих точек для анализа были выбраны таким образом, чтобы охватить клинически значимую рабочую область: 1,0 л/мин (низкий расход), 2,5; 5; 7,5 л/мин (номинальный расход) и 10,0 л/мин (высокий расход). Шероховатость поверхности выбрана 10 мкм.

**Расчет касательного напряжения и индекса гемолиза**

Па вызывают активацию тромбоцитов, а неконтролируемый гемолиз происходит при значениях выше 150 Па [4], которое нами принято в качестве порогового значения. Исследуемое КН  $\tau$  при установившейся скорости движения жидкости  $v$  изменяется по линейному закону в зависимости от расстояния от стенки  $y$  независимо от характера движения [5]:



Рис. 1. Расчетная модель КЦН

Fig. 1. Calculation model of the channel centrifugal pump

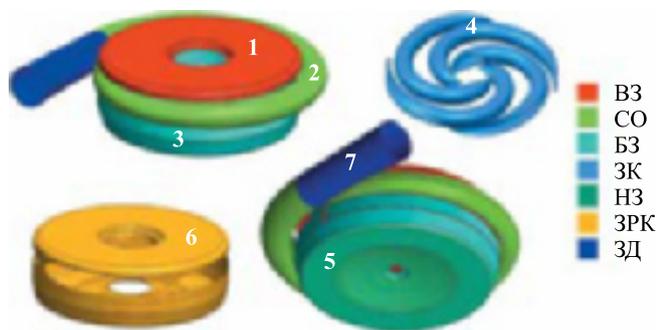


Рис. 2. Исследуемые зоны насоса. ВЗ – верхняя зона, СО – спиральный отвод, БЗ – боковая зона, ЗК – зона каналов, НЗ – нижняя зона, ЗРК – зона рабочего колеса, ЗД – зона диффузора

Fig. 2. Pump areas for investigation. ВЗ – upper area, СО – spiral branch, БЗ – sidewall area, ЗК – area of the cannels, НЗ – lower area, ЗРК – area of the impeller, ЗД – area of the diffuser

$$\tau = \mu \frac{dv}{dy} \quad (1)$$

где  $\mu$  – динамический коэффициент вязкости.

Важным фактором является время экспозиции (ВЭ). В этом исследовании расчет  $t$  был произведен по среднему времени пробега частицы, полученному в программном расчете. Значение ВЭ вычисляется как среднее по времени 10 треков частицы. При этом ВЭ вычисляется как расстояние между начальной и конечной точками вдоль исследуемой зоны, деленное на среднюю скорость по сегменту.

Одним из важных аспектов вызванного потоком повреждения крови является гемолиз, определяемый как высвобождение гемоглобина в плазму вследствие повреждения мембраны эритроцитов. КНН, вызываемое насосом, и  $Vt$  являются основными факторами, вызывающими гемолиз. По-прежнему считается полезным для инженерных задач степенное уравнение оценки количества прироста высвобожденного гемоглобина  $\Delta Hb$ , выраженного в единицах концентрации, относительно базового значения  $Hb$  [4, 6].

$$\frac{\Delta Hb}{Hb} = A \times t^\alpha \tau^\beta, \quad (2)$$

где  $\tau$  – касательное напряжение, действующее на кровь, а  $t$  – ВЭ в области касательного напряжения.

Модель Goubergrits and Affeld, которая использует численную модель Эйлера для гемолиза, рассчитывается с помощью коэффициентов уравнения  $A = 3,62 \times 10^{-7}$ ,  $\alpha = 0,785$ ,  $\beta = 2,416$ . Константы успешно используются, несмотря на то что их действительность была поставлена под сомнение многими исследователями за то, что они завышают гемолиз в значительной степени [7–9].

## РЕЗУЛЬТАТЫ РАСЧЕТОВ

Расчеты проведены на частицах, размером сопоставимых с размерами эритроцита. ВЭ составило в среднем от 0,6 до 0,08 секунды на всем диапазоне входных параметров при увеличении расхода через насос. На рис. 3 показано изменение КН в каналах, на рабочем колесе и на внутренней поверхности насоса. Выделены максимальные значения КН по каждой области, показанные на рис. 4 для каждой зоны, которые являются оценочным критерием гемолиза. Для этих целей были рассмотрены области выше пороговых напряжений. За основу критического КН было взято значение 150 Па.

Проведенные расчеты показали стабильное увеличение максимального значения КН при увеличении скорости вращения с 2000 до 3400 и переходе

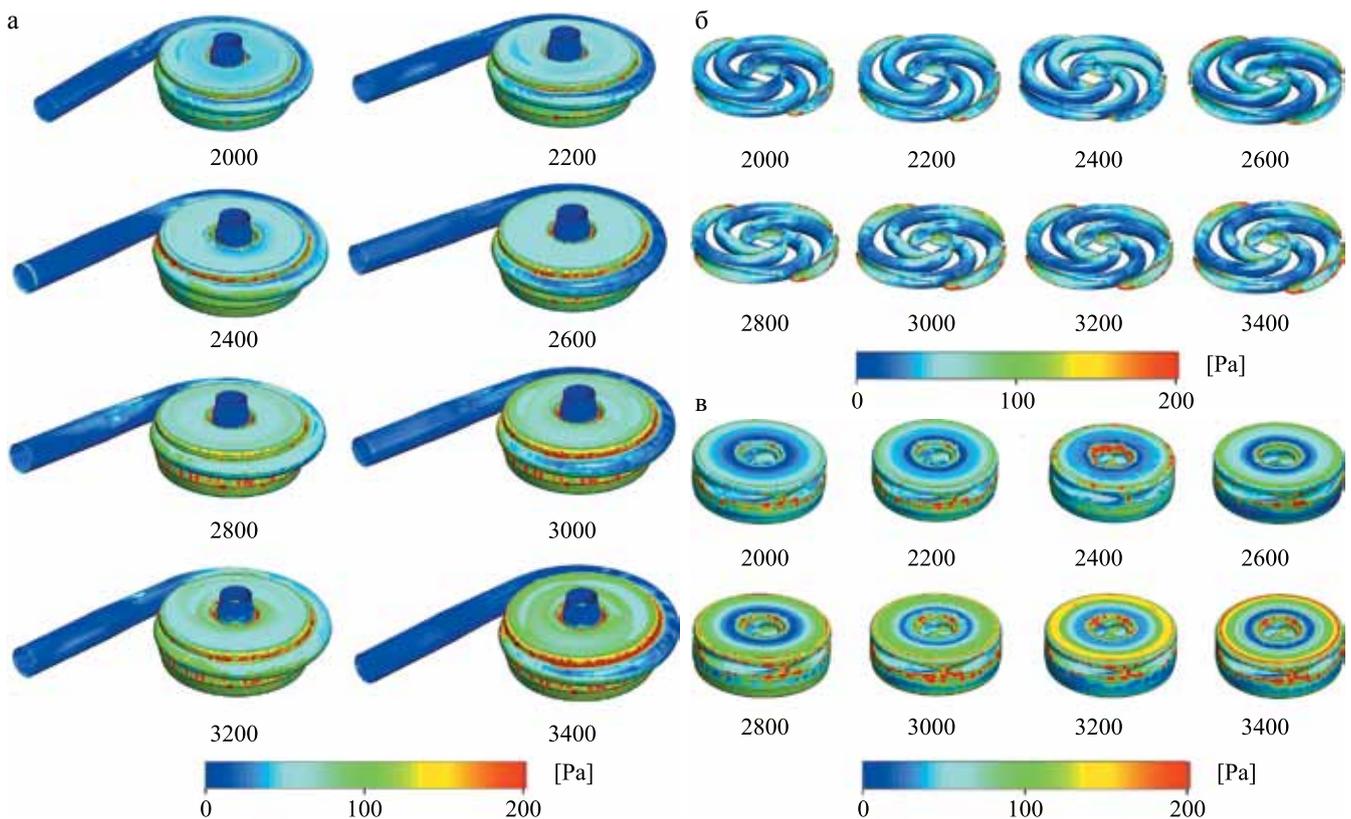


Рис. 3. Изменение КН в полости насоса (а), в каналах (б) и на поверхности РК (в) при увеличении оборотов рабочего колеса и фиксированном расходе 5 л/мин

Fig. 3. Change of shear stress in the pump cavity (a), in the channels (б) and on the surface of the impeller (в) with an increase of the impeller's speed and a fixed flow rate of 5 l/min

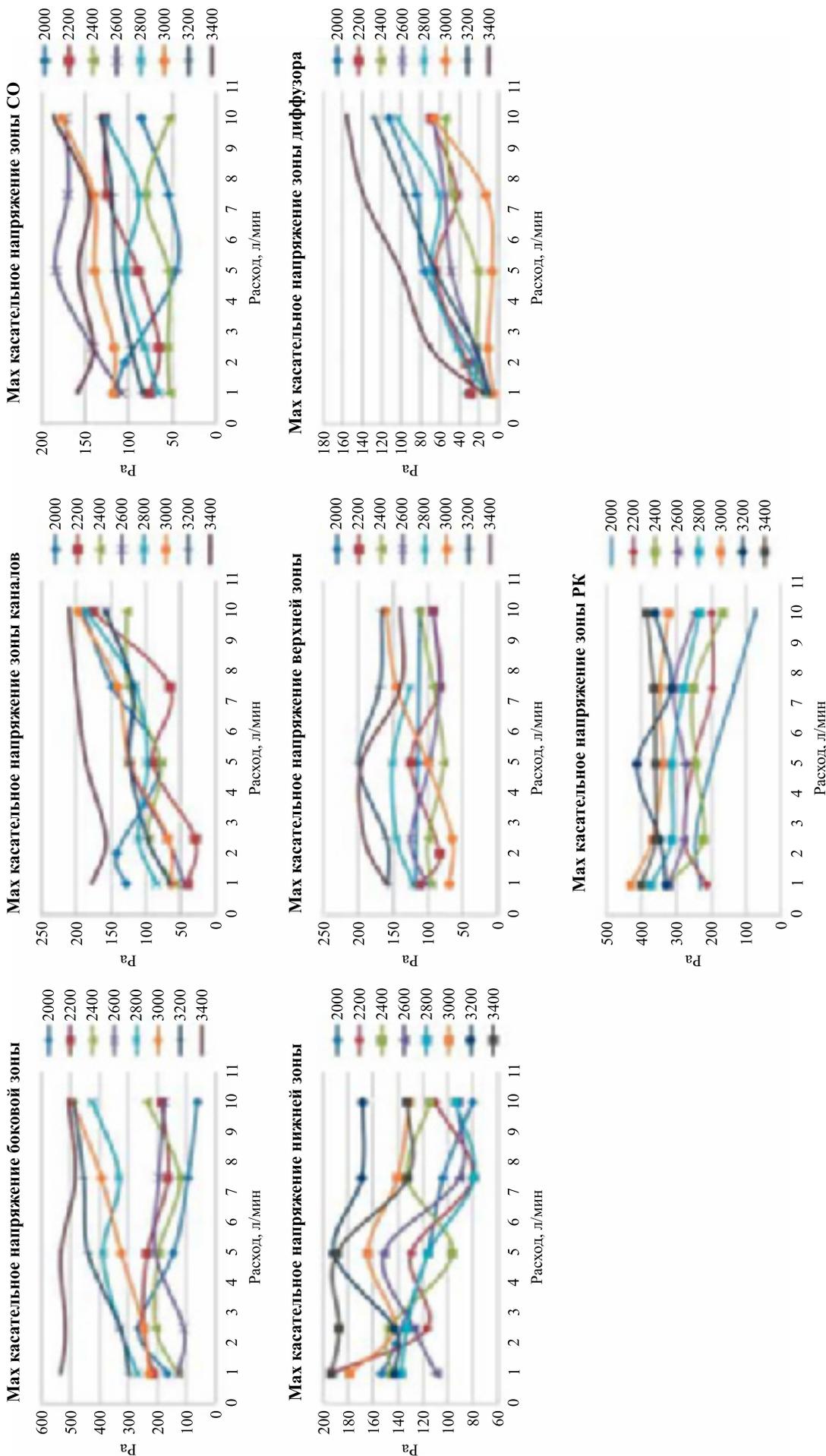


Рис. 4. Максимальное касательное напряжение в исследуемых областях

Fig. 4. Maximum shear stress in the studied areas

от режима ОЛЖС к ЭКМО. Среднее значение КН не превысило критического порога. Наибольшие значения получены в областях ЗРК и БЗ. Также имеется тенденция к увеличению значений КН при увеличении расхода, который нагружает спиральный отвод и диффузор. На основе полученных данных и расчетов  $t$  выведены зависимости среднего индекса гемолиза (ИГ) (рис. 5).

ИГ увеличивается с увеличением расхода и при повышении скорости вращения РК, однако находится в пределах допустимой нормы. Так как оценка среднего ИГ отражает только общую тенденцию изменения параметров воздействия полости насоса на кровь, наиболее достоверным признаком гемолиза является зона высокого КН выше 150 Па. В этом случае были проанализированы максимальные значения КН в каждой рассматриваемой зоне насоса. Необходимо учитывать, что значения КН, превышающие критический порог, имеют высокий разброс значений – от 150 до 500 Па. Ввиду этого оценка ИГ для каждого значения выше 150 Па является нецелесообразной. Поэтому было сделано допущение, в результате которого расчет ИГ был произведен на основе максимального значения КН и  $t$ , наблюдаемых в отдельной исследуемой зоне. В результате этого можно предположить, что расчет максимального ИГ будет несколько завышен, но тем не менее он отражает основные значения гемолиза. Помимо КН для оценки результатов воздействия насоса на кровь проведена численная оценка площади поверхности, вызывающей гемолиз эритроцитов для каждой зоны. В данном случае площадь представляет собой сумму областей высоких КН более 150 Па. На рис. 6 показаны средние и максимальные значения индекса гемолиза в каждой зоне. Данные расчеты объективно показывают важность оптимизации зоны РК и БЗ. Остальные области не требуют существенной доработки.

Для примера рассмотрен наиболее критичный режим работы насоса в системах ЭКМО, при скорости вращения рабочего колеса 3400 об/мин. Были выписаны средние и максимальные значения ИГ в рассматриваемых зонах, площади воздействия на



Рис. 5. Изменение расчетного среднего ИГ КЦН

Fig. 5. Change in the calculated average hemolysis index of the channel centrifugal pump

эритроциты и  $t$  по каждой зоне. Значения были записаны в таблице для расхода 5 л/мин.

## ОБСУЖДЕНИЕ

Результаты моделирования CFD и математического расчета позволили проанализировать конструкцию КЦН с оценкой КН и гемолиза в условиях его работы в системах ОЛЖС и ЭКМО в широком диапазоне расхода крови. Одним из основных результатов проведенного расчета является оценка ВЭ в различных областях насоса, которое определяет длительность воздействия на форменные элементы крови. Для зон характерно снижение ИГ при увеличении расхода, что можно объяснить снижением ВЭ. Было показано, что расчетное время экспозиции крови для зон не превышает 0,09 с, что в совокупности с КН в диапазоне 150–200 Па определяет низкий уровень гемолиза для таких зон, как ВЗ, НЗ, ЗК и ЗД. Зона СО имеет одно из наиболее высоких ВЭ, но низкое КН, что также обеспечивает низкий уровень ИГ. В критических областях, таких как БЗ и РК, наблюдаются максимальные значения ИГ 0,0420 и 0,0744. Это объясняется высоким КН – 533,3 Па на внутренней боковой поверхности и 456 Па на боковой поверхности РК, при соответствующем  $t$  0,0115 и 0,0821.

При максимальных оборотах РК увеличивается площадь воздействия на форменные элементы крови

Таблица

**Распределение параметров для зон насоса при расходе 5 л/мин и 3400 об/мин**  
**Distribution of parameters in the pump areas at the flow rate of 5 L/min and 3400 rpm**

Зона	ВЗ	БЗ	НЗ	ЗК	ЗРК	СО	ЗД
Среднее КН, Па	87,0	170,1	60,1	42,5	140,7	50,2	14,3
Максимальное КН, Па	189,2	533,3	189,2	185,3	359,0	157,1	100,7
Индекс по максимальному КН	0,0083	0,042	0,0091	0,0037	0,0744	0,0105	0,0022
Площадь зоны, мм <sup>2</sup>	1726	1135	1688	3152	4435	1449	473
Площадь зоны высокого КН >150 Па, мм <sup>2</sup> (% от зоны)	100 (5,8%)	566 (49,8%)	302 (17,9%)	60 (1,9%)	788 (17,8%)	103 (7,1%)	0 (0%)
ВЭ, с	0,0321	0,0115	0,0411	0,0352	0,0821	0,0832	0,0240

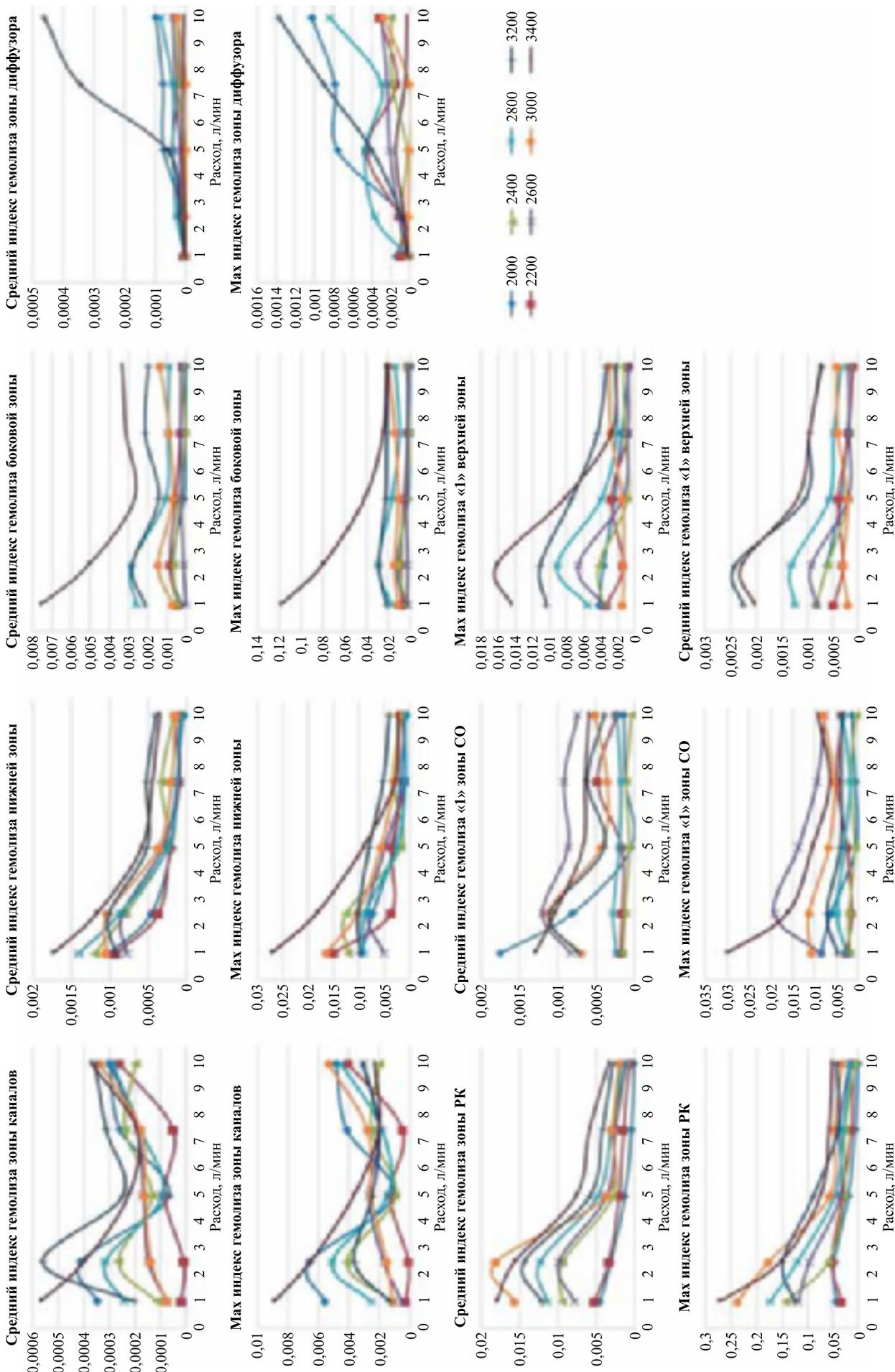


Рис. 6. Зависимости среднего и максимального индекса гемоллиза в оцениваемых зонах КЦН

Fig. 6. Dependences of the average and maximum hemolysis index in the evaluated areas of channel centrifugal pump

с КН выше 150 Па. На примере режима работы насоса в системах ЭКМО ВЗ, ЗК, СО и НЗ практически не влияют на кровь. В НЗ наблюдается умеренное распространение высокого параметра КН. Значительное преобладание областей с высоким КН замечено в БЗ и РК.

Также стоит отметить увеличение напряжения в спиральном отводе, особенно в области перехода в диффузор при низких и высоких расходах жидкости. Это можно объяснить высоким давлением в этой области и высокой скоростью. Зоны высоких скоростей связаны с увеличением гидросопротивлений при развитии турбулентного течения и повышении вязкости жидкости. Данный факт обуславливает резкое повышение касательного напряжения в области перехода спирального отвода в диффузор для каждой скорости вращения РК.

Полученные результаты дают основания для проведения оптимизации СО, БЗ и ЗРК, которые критические с точки зрения воздействия на кровь зон насоса. Наиболее важным решением представляется расширить площадь СО, увеличив его пропускную способность. Так как каналы постоянного сечения обеспечивают оптимальные параметры КН, то расширение диаметра канала на 5–7 процентов позволит сохранить расход при более низких оборотах РК. Это уменьшит радиальную скорость потока при выходе из канала, что в соответствии с уравнением (1) обеспечит снижение КН. Увеличение боковых зазоров между РК и БЗ также снизит КН.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Компьютерный анализ CFD в системах автоматизированного проектирования становится основным инструментом для исследования множества разработок медицинских устройств МПК. Однако этот инструмент имеет свои ограничения. Расчетные диапазоны КН в насосах необходимы для предварительной оценки гемосовместимости насосов с точки зрения вероятности травмы крови и послужат основанием оптимизации насосов.

*Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.*

*The authors declare no conflict of interest.*

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ / REFERENCES

1. *Wiegmann L, Thamsen B, de Zélicourt D, Granegger M, Boës S, Schmid Daners M, Kurtcuoglu V.* Fluid dynamics in the HeartMate 3: Influence of the artificial pulse feature and residual cardiac pulsation. *Artif Organs.* 2019 Apr 7; 43 (4): 363–376. Epub 2018 Nov 7. doi: 10.1111/aor.13346.
2. *Thamsen B, Gülan U, Wiegmann L, Loosli C, Schmid Daners M, Kurtcuoglu V et al.* Assessment of the Flow Field in the HeartMate 3 Using Three-Dimensional Particle Tracking Velocimetry and Comparison to Computational Fluid Dynamics. *ASAIO Journal.* 2019; 1. doi: 10.1097/mat.0000000000000987.
3. *Кулешов АП, Иткин ГП, Байбиков АС.* Разработка центробежного насоса канального типа. *Вестник трансплантологии и искусственных органов.* 2018; 20 (3): 32–39. *Kuleshov AP, Itkin GP, Baybikov AS.* Razrabotka tsentrobezhnogo nasosa kanal'nogo tipa. *Vestnik transplantologii i iskusstvennykh organov.* 2018; 20 (3): 32–39.
4. *Thamsen B, Blümel B, Schaller J, Paschereit CO, Affeld K, Goubergrits L, Kertzscher U.* Numerical Analysis of Blood Damage Potential of the HeartMate II and HeartWare HVAD Rotary Blood Pumps. *Artificial Organs.* 2015; 39 (8): 651–659. doi: 10.1111/aor.12542.
5. *Ломакин АА.* Центробежные и осевые насосы. 2-е изд., перераб. и доп. М.–Л.: Машиностроение, 1966. 364. *Lomakin AA.* Tsentrobezhnye i osevye nasosy. 2-e izd., pererab. i dop. М.–Л.: Mashinostroenie, 1966. 364.
6. *Taskin ME, Fraser KH, Zhang T, Gellman B, Fleischli A, Dasse KA et al.* Computational Characterization of Flow and Hemolytic Performance of the UltraMag Blood Pump for Circulatory Support. *Artificial Organs.* 2010; 34 (12): 1099–1113. doi: 10.1111/j.1525-1594.2010.01017.x.
7. *Paul R, Schügner F, Reul H, Ray G.* Recent findings on flow induced blood damage: critical shear stresses and exposure times obtained with a high shear stress Couette system. *Artif Organs.* 1999; 23: 680.
8. *Schima H, Müller MR, Tsangaris S et al.* Mechanical blood traumatization by tubing and throttles *in vitro* pump tests: Experimental results and implications for hemolysis theory. *Artif Organs.* 1993; 17: 167–170.
9. *De Wachter D, Verdonck P, Verhoeven R, Hombrouckx R.* Red cell injury assessed in a numerical model of a peripheral dialysis needle. *ASAIO J.* 1996; 42: M524–29.

*Статья поступила в редакцию 17.06.2020 г.  
The article was submitted to the journal on 17.06.2020*