

6. *Mazzilli F., Thoppay P.E., Praplan V., Dehollain C.* Ultrasound energy harvesting system for deep implanted-medical-devices (IMDs) // IEEE International Symposium on Circuits and Systems. 2012. PP. 2865-2868.
7. *Sokal N.O., Sokal A.D.* Class E-A new class of high-efficiency tuned single-ended switching power amplifiers // IEEE Journal of Solid-state Circuits. 1975. Vol. 10. № 3. PP. 168-176.
8. *Gallichan R., Leung H.Y., Budgett D.M., Hu A.P., McCormick D.* Improved wireless power pickup efficiency using CMOS synchronous rectifier with embedded shorting control // Cambridge University Press. 2017. Vol. 4. № 1. PP. 61-68.
9. *Lin F.Y., Covic G.A., Boys J.T.* Evaluation of Magnetic Pad Sizes and Topologies for Electric Vehicle Charging // IEEE Transactions on Power Electronics. 2015. Vol. 30. № 11. PP. 6391-6407.
10. *Barman S.D., Reza A.W., Kumar N., Karim M.E., Munir A.B.* Wireless powering by magnetic resonant coupling: Recent trends in wireless power transfer system and its applications // Renewable and Sustainable Energy Reviews. 2015. Vol. 51. PP. 1525-1552.

*Илья Сергеевич Судариков,
студент магистратуры,
Эдуард Адитович Миндубаев,
канд. техн. наук, доцент,
Институт биомедицинских систем,
ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский
университет «Московский институт
электронной техники»,
г. Москва, г. Зеленоград,
e-mail: sudarikoff.ilya@yandex.ru*

Р.С. Небогатилов, С.Я. Пичхидзе

Физико-математическое обоснование эффективности новой модели искусственного механического одностворчатого клапана сердца в трикуспидальной позиции

Аннотация

Дано обоснование эффективности новой модели искусственного механического одностворчатого клапана сердца, представленной в патенте на полезную модель № 202285. Образцом сравнения выбран протез клапана сердца «ЛИКС-2» производства ООО «СКБ МТ» (Россия), в качестве эталонных значений взяты гемодинамические показатели нативного трикуспидального клапана сердца. Результаты исследования получены путем создания 3D-моделей образцов и моделирования рабочей среды в программном комплексе «SOLIDWORKS» производства «Dassault Systemes» (Франция). Для проведения гемодинамических расчетов выбрано расширение «SOLIDWORKS FLOWSIMULATION». Картины профиля скорости кровотока за клапаном и градиента давления созданы в пакете прикладных программ «MATLAB» производства «The MathWorks» (США).

Введение

Одной из основных и наиболее нагруженных систем в организме человека является сердечно-сосудистая система (ССС). В процессе жизнедеятельности человека ССС испытывает постоянные перегрузки, вызванные работой, стрессом, занятием спортом, старением и т. д.

Широко распространенной причиной неадекватной функции сердца являются дефекты клапанов. Если клапаны поражены стенозом, на них развивается большой перепад давления, который может серьезно уменьшить системное давление или давление легочной артерии и неизбежно создать большую нагрузку на сердце. Сердечная недостаточность может развиваться просто вследствие старения или может быть вызвана рядом различных конкретных патологий. Одним из наиболее эффективных методов лечения сердечно-сосудистых заболеваний является хирургическое вмешательство, в том числе протезирование клапанов сердца [1], [2].

Заболевания аортального и митрального клапанов сердца наиболее распространены и опасны, однако также часто наблюдается нарушение работы трикуспидального клапана сердца (ТКС).

Нарушения в работе ТКС могут быть вызваны его недостаточностью. Трикуспидальная недостаточность (ТН) – это порок сердца, при котором происходит неполное смыкание створок клапана, при этом ТКС утрачивает свою замыкательную функцию, что приводит к регургитации крови из правого желудочка в правое предсердие в период систолы. Самая частая причина развития ТН – дилатация правого желудочка. Обычно ТН протекает бессимптомно, но при тяжелой ТН могут возникать пульсация вен шеи, голосистолический шум, правожелудочковая сердечная недостаточность, фибрилляция предсердий. Диагностировать ТН можно посредством физического осмотра или эхокардиографии. Обычно течение ТН

доброкачественное и не требует лечения, однако в особо тяжелых или запущенных случаях ТН некоторым пациентам показана аннулопластика, пластика клапана или его замена [1], [3].

Целью настоящей работы являлось физико-математическое обоснование эффективности модели искусственного механического одностворчатого клапана сердца в программном комплексе «SOLIDWORKS» и пакете прикладных программ «MATLAB».

Материалы и методы

- В процессе выполнения исследования использовались:
- «SOLIDWORKS» производства «Dassault Systemes» (Франция) – программный комплекс САПР для автоматизации работ промышленного предприятия на этапах конструкторской и технологической подготовки производства, в настоящей работе используется для проведения математического моделирования работы ИКС в среде, идентичной работе нативного ТКС;
 - «MATLAB» производства «The MathWorks» (США) – пакет прикладных программ для решения задач технических вычислений, в настоящей работе используется для создания наглядных картин профиля скорости кровотока за клапаном и градиента давления при использовании различных моделей ИКС в сравнении с нативным ТКС.
- Расчеты в программном комплексе «SOLIDWORKS FLOWSIMULATION» проводятся на основе уравнений Навье-Стокса и законов сохранения массы, момента и энергии:

$$\frac{\partial P}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_k} (\rho u_k) = 0;$$

$$\frac{\partial \rho u_i}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_k} (\rho u_i u_k - \tau_{i,k}) + \frac{\partial P}{\partial x_i} = S_i;$$

$$\frac{\partial \rho E}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_k} [(\rho E + P)u_k + q_k - \tau_{i,k}u_i] = S_k u_k + Q_H,$$

где ρ – плотность; u – скорость; P – давление текущей среды; t – время; S – внешние массовые силы, действующие на единицу массы текущей среды; E – полная энергия единицы массы текущей среды; Q_H – тепловыделение (или поглощение) на единицу объема; q – распределенный тепловой поток; τ – тензор вязких сдвиговых напряжений; нижние индексы означают суммирование по трем координатным направлениям [4], [5].

Для расчета гемодинамических параметров ИКС в программном комплексе «SOLIDWORKS» была смоделирована коническая труба структурно-геометрические параметры, которой приближены к нативным показателям правого желудочка [6].

При расчете гемодинамических показателей кровотока и работе в пакете прикладных программ «MATLAB» применялись формулы Ньютона для определения силы трения между слоями в вязкой жидкости и Пуазейля, а также число Рейнольдса:

$$F_{mp} = \eta S \frac{d\vartheta}{dx};$$

$$V = \frac{\pi r^4 (P_1 - P_2)}{8\eta L} t;$$

$$Re = \frac{\rho \vartheta d}{\eta},$$

где η – вязкость крови; S – площадь соприкосновения слоев кровотока; $d\vartheta / dx$ – градиент скорости кровотока (скорость сдвига); V – объем крови; r – радиус трубы; $(P_1 - P_2)$ – перепад давления; L – длина трубы; t – время; ρ – плотность крови; ϑ – скорость кровотока; d – диаметр трубы [5], [7].

Методы исследования ИКС посредством компьютерного моделирования на данный момент начинают применяться чаще, так как позволяют провести первичные исследования конструкции, исправив все недочеты без затрат на создание реального прототипа. Удовлетворительные результаты компьютерных расчетов указывают на целесообразность создания прототипа и проведения исследований на гидродинамических стендах [8].

Конструкция разработанного искусственного механического одностворчатого клапана сердца (ИМОКС) представлена на рис. 1.

Основными нововведениями конструкции являются корпус, имеющий форму треугольника Рело, створка, изготовленная

из синтетического фторсодержащего каучука, и пружина сжатия, установленная внутри трубки. Благодаря конструкции узла крепления и подобранным материалам достигаются полнопроточность ИКС, простота сборки клапана, не требующая нагревания или сжатия корпуса и специального оборудования; при этом узел крепления имеет удовлетворяющий запас прочности, что свидетельствует о его надежности [9].

Можно отметить, что ИМОКС имеет конструктивное превосходство перед «ЛИКС-2», так как отношение площади отверстия в корпусе к площади проходного сечения потока у «ЛИКС-2» составляет 33 %, что обеспечивает коэффициент полнопроточности 0,67, в то время как у ИМОКС отношение составляет 11 %, обеспечивая коэффициент полнопроточности 0,89. Также благодаря конструкции крепления створки достигается более однородный поток, близкий по своим характеристикам к работе нативного клапана [9], [10].

Результаты исследования

На рис. 2 представлены расчеты скорости кровотока через ИКС в программном комплексе «SOLIDWORKS».

При анализе картин распределения скоростных потоков крови при работе клапана «ЛИКС-2» можно выделить рассеивание центрального кровотока на два периферийных потока, что приводит к неравномерному распределению градиента скорости. Такой поток обусловлен внутренним расположением оси вращения створки по центру корпуса. Гемодинамические показатели «ЛИКС-2» далеки от показателей функционирования нативного трикуспидального клапана сердца. Данная особенность работы клапана может привести к повышенному риску образования турбулентных потоков и тромбов.

Анализ показал, что при работе ИМОКС формируется единый центральный ламинарный поток, свидетельствующий об отсутствии турбулентного движения, благодаря смещению оси крепления створки к основанию корпуса. Гемодинамические показатели ИМОКС близки к показателям нативного ТКС. Подробные значения результатов и сравнение их с нативными приведены в табл. 1.

При анализе показателей «ЛИКС-2» заметно явное отклонение от показателей ТКС ввиду образования двух периферийных потоков и турбулентного характера кровотока вследствие расположения оси вращения створки по центру корпуса.

Анализ табл. 1 показал, что показатели ИМОКС, в отличие от «ЛИКС-2», более близки к показателям нативного ТКС, особенно распределение скорости кровотока и создание ламинарного течения крови. Схожие показатели достигаются за счет реализации в ИМОКС полнопроточного сечения и гибкой створки, частично имитирующей работу нативных створок.

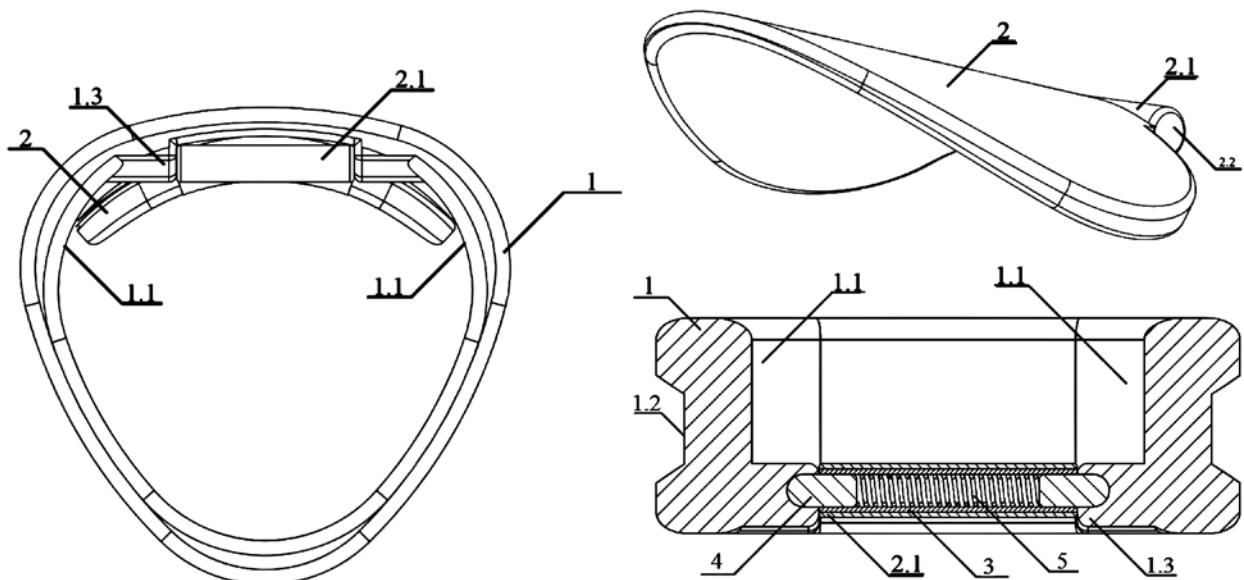


Рис. 1. Разработанная конструкция одностворчатого механического клапана сердца: 1 – корпус; 1.1 – внутренние опорные выступы; 1.2 – канавка; 1.3 – пазы; 2 – створка; 2.1 – крепление; 2.2 – отверстие; 3 – трубка; 4 – пружина; 5 – штифт [9]

Заключение

Проведено физико-математическое обоснование эффективности новой модели искусственного механического одностворчатого клапана сердца в интересах протезирования трикуспидального клапана сердца. Показано, что:

- показатели ИМОКС схожи с данными, приводимыми в литературных источниках, при работе ТНС;
- гемодинамические показатели ИМОКС превосходят «ЛИКС-2» в сравнительном анализе с ТНС, что свидетельствует о преимуществе разработанной конструкции ИМОКС;
- удовлетворительные результаты исследования ИМОКС свидетельствуют о целесообразности создания материального прототипа и исследования его работоспособности на гидродинамических стендах.

Список литературы:

1. Подзолков В.П., Самсонов В.Б., Чааурели М.Р., Кокшениев И.В. Врожденные пороки клапанов сердца: современные подходы к диагностике и хирургическому лечению // Национальный медицинский исследовательский центр сердечно-сосудистой хирургии им. А.Н. Бакулева Минздрава РФ. 2017. Т. 3. С. 271-277.
2. Синельников Р.Д., Синельников Я.Р., Синельников А.Я. Атлас анатомии человека. Том 3. Учение о сосудах и лимфатических органах. – М.: Новая волна, 2020. С. 2016.
3. Бокерия Л.А., Голухова Е.З., Шанаурина Н.В., Машина Т.В., Можина А.А. Недостаточность клапанов сердца: ультразвуковая диагностика. – М.: ФГБУ НМИЦ ССХ им. А.Н. Бакулева Минздрава России, 2008. С. 114.

Таблица 1

Результаты измерения гемодинамических показателей клапанов

Наименование параметра	«ЛИКС-2»	ИМОКС	Нативный ТКС
Максимальная скорость кровотока, см/с	20,90 ± 0,77	23,00 ± 0,57	20,00 ± 0,60
Средняя скорость кровотока, см/с	13,75 ± 1,13	15,09 ± 0,99	15,00 ± 1,05
Минимальная скорость кровотока, см/с	6,60 ± 0,21	7,10 ± 0,29	10,00 ± 0,3
Число Рейнольдса	2856,87	2515,89	2650,16
Наличие завихрений (турбулентных потоков)	+	-	-
Наличие периферийных потоков	+	-	-

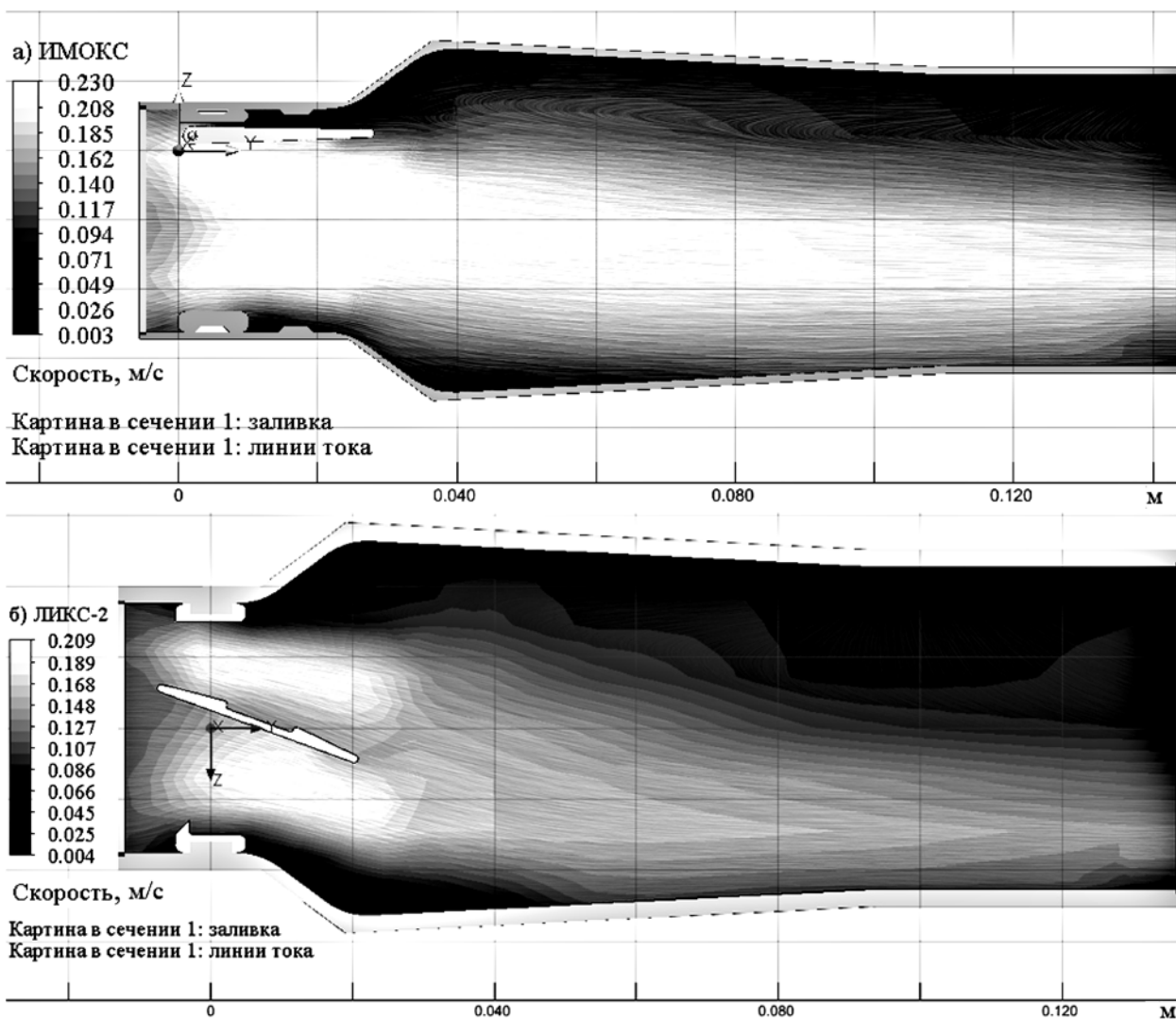


Рис. 2. Профили скорости кровотока за ИКС: а) ИМОКС; б) «ЛИКС-2»

4. *Лещенко В.Г., Ильич Г.К.* Медицинская и биологическая физика. – Минск: Новое знание, 2012. С. 551.
5. *Беневоленский С.Б., Домницкий М.В., Чернова Т.А.* Математическое моделирование процесса внутрисердечной гемодинамики в системе упреждения патологии элементов биообъекта // *Фундаментальные исследования*. 2010. № 3. С. 25-29.
6. *Ярославская Е.И., Морова Н.А.* Структурно-геометрические параметры правого желудочка сердца // *Казанский медицинский журнал*. 2008. Т. 89. № 1. С. 8-11.
7. *Домницкий М.В., Чернова Т.А., Синцов А.В.* Математическое моделирование транзитальной гемодинамики // *Дифференциальные уравнения и процессы управления. Электронный журнал*. 2010. Т. 1. С. 12.
8. *Евдокимов С.В., Евдокимов А.С., Муйземнек А.Ю.* Гемодинамика полнопроточного клапана сердца «МедИнж-СТ» // *Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Медицинские науки*. 2020. № 4 (56). С. 119-132.
9. *Небогатиков Р.С., Пичхидзе С.Я.* Искусственный механический одностворчатый клапан сердца / RU 202285 РФ. МПК А61F 2/24 (2006.01). 10.02.2021. Бюл. 4. С. 8.
10. *Вербовая Т.А., Гриценко В.В., Глянец С.П., Давиденко В.В., Белевитин А.Б., Свистов А.С., Евдокимов С.В., Никифоров В.С.* Отечественные механические протезы клапанов сердца. Прошлое и настоящее создания и клинического применения. – СПб.: Наука, 2011. С. 195.

*Роман Сергеевич Небогатиков,
студент 1-го курса магистратуры,
Сергей Яковлевич Пичхидзе,
д-р техн. наук, профессор,
кафедра «Материаловедение
и биомедицинская инженерия»,
ФГБОУ ВО «Саратовский государственный
технический университет
им. Гагарина Ю.А.»,
г. Саратов,
e-mail: neboatikov.r@gmail.com*

А.И. Сырбу, Г.П. Иткин

Оптимизация параметров устройств вспомогательного кровообращения с применением компьютерной математической модели сердечно-сосудистой системы

Аннотация

Описано построение вторичной математической модели, позволяющей проводить оптимизацию параметров насосов непьюсирующего потока (ННП) вспомогательного кровообращения. Модель позволяет получать в явном виде зависимости пульсового артериального давления и системного кровотока от параметров ННП и устройства генерации пульсового давления (ГПП) – новой методики нормализации физиологического пульсирующего потока.

Введение

В настоящее время одной из важнейших задач в области применения устройств вспомогательного кровообращения (ВК) при сердечной недостаточности (СН) является оптимизация основных технических параметров данных устройств с учетом возможностью потенциального расширения физической активности пациента в этих условиях. Решение данной задачи связано прежде всего с использованием компьютерных математических моделей (КММ) сердечно-сосудистой системы (ССС) [1], [2]. Существующие КММ позволяют установить взаимосвязь основных гемодинамических характеристик ССС с параметрами устройств ВК и проводить исследования указанных зависимостей в широком диапазоне изменения их значений. Результатом таких исследований является оптимизация параметров устройств ВК, обеспечивающих требуемые уровни важнейших гемодинамических характеристик ССС с учетом функции сердца при СН в условиях нормы и физической нагрузки.

В рассматриваемой работе проводится оптимизация параметров устройств ВК с применением ранее разработанной компьютерной математической модели ССС [3]. В качестве устройств вспомогательного кровообращения рассмотрены насос непьюсирующего потока (ННП) и устройство ГПП [4], [5]. Устройство ГПП представляет собой специально сформированную цилиндрическую камеру (ЦК), размещенную в коннекторе, установленном между левым желудочком (ЛЖ) и ННП, и с наружной стороны имеющую выход в атмосферу (в экстракорпоральных устройствах) или выход в компенсационную камеру (в имплантируемых устройствах). В систолической фазе ЦК полностью раскрывается, не создавая препятствия систо-

лическому потоку крови. В диастолической фазе ЛЖ за счет низкого давления в ЛЖ и присасывающего действия ННП ЦК частично закрывается, понижая амплитуду выходного потока и аортального давления. Таким образом, на выходе системы ГПП и ННП в аорте формируется физиологический пульсирующий поток. Использование данной системы позволяет существенно приблизить параметры потока крови на выходе насоса к физиологическим значениям [6].

Материалы и методы

Для решения задачи оптимизации параметров устройств ВК использовалась КММ системы кровообращения, разработанная авторами ранее в работе [3]. Данная модель дополнена элементами, моделирующими ННП и устройство ГПП, а также модулем, описывающим эффект разрежения в ЛЖ. Модель разработана в среде Matlab Simulink с использованием метода электрогидравлических аналогов и описывает большой круг кровообращения. Основными элементами модели являются следующие модули (*рис. 1*): ЛЖ, левое предсердие (ЛП), аортальный (АК) и митральный клапаны (МК), аортальная (АО), периферическая (П) и венозная (В) секции, коронарные сосуды (К), а также контуры регуляции: барорецепторной (Б), кислородного долга (O_2) и частоты сердечных сокращений (ЧСС). Штриховыми линиями на *рис. 1* выделены ННП, устройство ГПП, модуль, имитирующий разрежение в ЛЖ (Р).

Основными гемодинамическими характеристиками ССС, оцениваемыми с применением компьютерной модели, являются пульсовое давление $P_{\text{пульс}}$ и кровотоков Q . Указанные характеристики традиционно [7], [8] используются при разработке и верификации КММ ССС и позволяют учесть все важнейшие особенности работы сердца в условиях нормы ($P_{\text{пульс}}^{\text{фн}}$, $Q^{\text{фн}}$) и