

Математическое моделирование работы роторного насоса крови в пульсирующем и неппульсирующем режимах

Аннотация

Описана новая компьютерная модель большого круга кровообращения, на которой проведено сравнительное исследование влияния работы роторных насосов в неппульсирующем и пульсирующем режимах на параметры центральной гемодинамики и коронарный кровоток. Показано преимущество пульсирующего режима в увеличении пульсационной составляющей аортального давления и снижения постнагрузки на левый желудочек сердца.

Введение

Метод механической поддержки кровообращения (МПК) с использованием насосов неппульсирующего потока (ННП), построенных на принципе центробежных и осевых устройств, занял ведущее направление (94 %) в мировой клинической практике для лечения больных с терминальной сердечной недостаточностью (ТСН) [1], [2].

Одновременно со значительным прогрессом в области применения МПК на базе ННП, обеспечивающих эффективность и надежность метода, обширная клиническая практика выявила ряд недостатков, проявляющихся в основном при длительном применении ННП и нуждающихся в пересмотре стратегии управления ННП [3]. ННП в режиме поддержания заданной скорости оборотов ротора (СОР) не обеспечивают необходимой чувствительности к преднагрузке (механизм Франка-Старлинга), а с другой стороны, в отличие от естественного аналога, насос имеет гиперчувствительность к постнагрузке.

Кроме того, в последние годы стали вновь подниматься ранее дискутируемые вопросы о важности для организма пульсирующего давления и кровотока и его значении для микроциркуляции органов и тканей [4]. Как показали многочисленные клинические исследования, одним из наиболее часто встречающихся осложнений при использовании ННП является нехирургическое желудочно-кишечное кровотечение (ЖКК) [5], которое авторы связывают с негативным влиянием малопульсирующего потока на микроциркуляцию органов и тканей.

Другим важным аспектом длительной работы МПК является создание условий для ремоделирования миокарда на фоне механической разгрузки сердца. Сравнительные исследования ряда авторов показали, что ННП по сравнению с ННП создают условия для более эффективной разгрузки миокарда и снижения конечного-диастолического объема ЛЖ [6].

Для решения данного комплекса проблем была предложена концепция с преобразованием режима постоянных оборотов ННП в режим модуляции СОР, синхронизированных с работой собственного сердца [7].

Основная идея данной концепции состоит в том, что модуляция СОР позволит увеличить пульсацию аортального давления, более эффективно разгружать ЛЖ, создавать условия для улучшения коронарного потока и исключать возникновение опасных режимов разрежения и обратного кровотока на входе насоса.

Материалы и методы

Компьютерная модель большого круга кровообращения разработана в среде «Simulink» на основе использования электрических аналогов гидравлических элементов сердечно-сосудистой системы (ССС) и включает в себя классическую модель артериального резервуара, который состоит из периферичес-

кого сопротивления $R_{п}$, упругости артериального резервуара $C_{ао}$, характеристического сопротивления аорты R_c и индуктивности L [8] (рис. 1). При этом

$$R_n \approx \frac{P_{ао}}{Q},$$

где $P_{ао}$ – среднее давление в аорте; Q – минутный объем сердца;

$$C_{ао} = \frac{V_y - T_c \cdot \frac{\Delta P_{ао}}{R_n}}{\Delta P_{ао}},$$

где V_y – ударный объем ЛЖ; T_c – длительность систолы; $\Delta P_{ао}$ – пульсовое давление в аорте.

Коронарные сосуды описываются как спадающиеся сосуды, кровоток через которые зависит от интрамурального давления в левом желудочке сердца (ЛЖС) [9]. Однако для динамического описания этого давления мы использовали идеальный трансформатор с коэффициентом трансформации $K = 0,4$.

ЛЖС описывается как источник электрических импульсов напряжения с амплитудой U_0 , равной давлению «холостого хода» (изовольтметрическому давлению, развиваемому в ЛЖС при нулевом выбросе) с внутренним сопротивлением $R_{вн}$, которое определяется расходно-напорной характеристикой ЛЖС (модель М.П. Сахарова [10]). Аортальный и митральный клапаны ЛЖС представлены диодами, сопротивление которых пренебрежимо мало по сравнению с $R_{п}$ (рис. 1).

Параметры модели для моделирования большого круга кровообращения устанавливались в состоянии нормы ($U_0 = 225$ мм рт. ст., $R_{вн} = 0,41$ мм рт. ст. · с/мл, минутный объем сердца 5 л/мин, артериальное давление 120/80 мм рт. ст.) и сердечной недостаточности ($U_0 = 145$ мм рт. ст., $R_{вн} = 0,41$ мм рт. ст. · с/мл, минутный объем сердца 3,3 л/мин, артериальное давление 80/60 мм рт. ст.). Частота сердечных сокращений (ЧСС) была равна 80 уд/мин при длительности систолы 0,28 с. При этом соотношение коронарного кровотока в систолической/диастолической фазе было выбрано равным 30/70 %. Поскольку при сердечной недостаточности давление ЛЖС в диастолической фазе находится на уровне 15...20 мм рт. ст., то данное давление моделируется напряжением источника 15 В.

В табл. 1 приведены основные параметры модели в норме и при недостаточности.

Роторный насос, подключенный по схеме «ЛЖС – аорта», также описывается как источник напряжения U_n с внутренним сопротивлением R_n . При этом параметры насоса взяты из его расходно-напорной характеристики (РНХ). В частности, в качестве насоса был выбран центробежный насос «Rotaflow»^(R) («Maquet», Германия) и его РНХ, снятая нами на гидродинамическом стенде.

Таблица 1

Основные параметры модели в норме/при недостаточности

U_0 , В	$R_{вн}$, Ом	R_c , Ом	$R_{п}$, Ом	$C_{ао}$, Ф	$R_{кор}$, Ом	L , Гн	$R_{кл}$, Ом	R_n , Ом
225/145	0,41	0,1	1,08	2	16	$5 \cdot 10^{-2}$	10^{-4}	0,33

Роторный насос в модели работал в режиме постоянной СОР с $U_H = 95$ В и в режиме модуляции СОР с $U_H = 110$ В в систолу и $U_H = 90$ В в диастолу. Пульсирующий режим моделировали подачей импульсов напряжения синфазно с систолическим давлением ЛЖС, т. е. воспроизводился режим «сопульсации», при котором обеспечивается максимальная разгрузка ЛЖС. При этом в двух режимах общий системный кровоток составлял 5 л/мин.

Результаты

На рис. 2 представлены полученные на модели кривые давлений в аорте и ЛЖС в режиме физиологической нормы, сер-

дечной недостаточности и при подключенном насосе без модуляции СОР и с модуляцией. Как видно из рисунка, при подключении насоса в режиме модуляции СОР возрастает пульсация давления в аорте, а также снижается давление в левом желудочке в систолу.

Результаты моделирования приведены в сравнительной табл. 2.

Из табл. 2 видно, что при работе насоса в пульсирующем режиме пульсация аортального давления увеличивается на 31 %, давление в ЛЖС снижается на 17,6 % и коронарный кровоток увеличивается на 12 %.

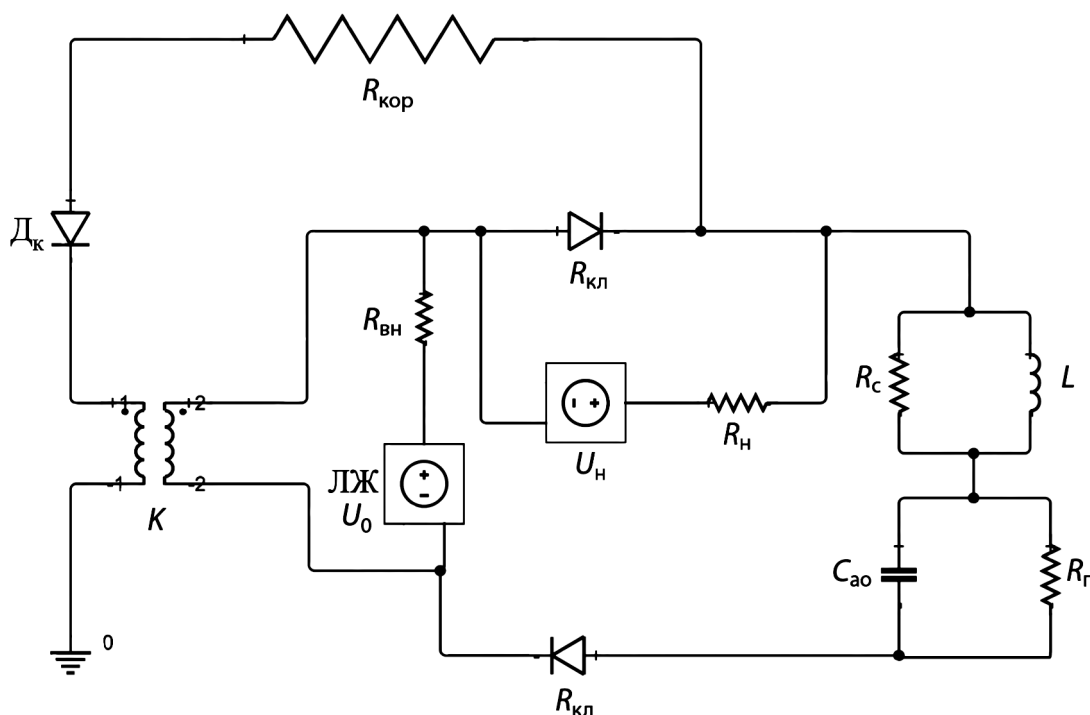


Рис. 1. Схема модели ССС: ЛЖ – левый желудочек; $R_{вн}$ – внутреннее сопротивление ЛЖ; C_{ao} – упругость артериального резервуара; R_c – характеристическое сопротивление аорты; L – индуктивность; K – коэффициент трансформации; $R_п$ – периферическое сопротивление; R_H – внутреннее сопротивление насоса; $R_{кп}$ – сопротивление клапанов; $R_{кор}$ – сопротивление коронарных сосудов

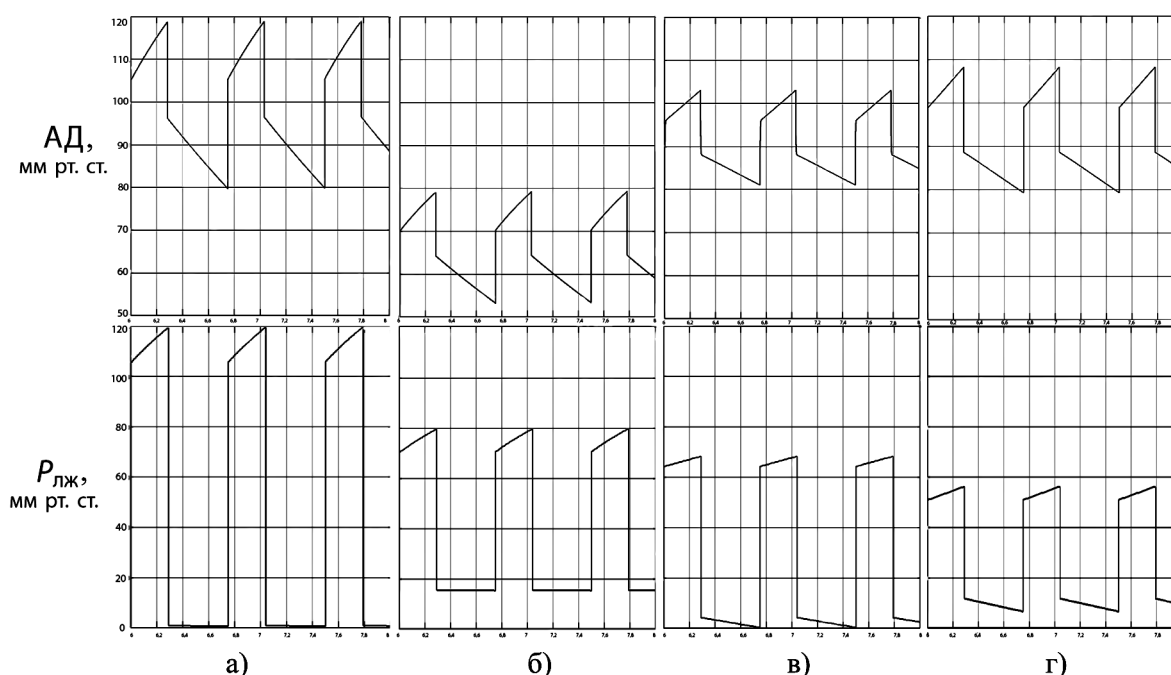


Рис. 2. Артериальное давление и давление в ЛЖС: а) норма; б) недостаточность; в) неп пульсирующий режим насоса; г) пульсирующий режим насоса

Заключение

Проведенные на математической модели большого круга кровообращения сравнительные исследования эффективности работы роторного насоса в неп пульсирующем и пульсирующем режимах в условиях сердечной недостаточности показали эффективность пульсирующего режима. При этом для описания ЛЖС и вспомогательного насоса использовались модели источников напряжения с внутренним сопротивлением – метод предложенный М.П. Сахаровым в 1968 году и несправедливо забытый в последующие десятилетия. В будущем мы планируем дальнейшее развитие модели с включением в модель ЛЖС уравнений, описывающих механизм Франка-Старлинга и Анрепа, что позволит более детально анализировать ЛЖС в условиях работы насосов вспомогательного кровообращения.

Работа выполнена с привлечением средств гранта Российского научного фонда (проект 16-15-00283).

Список литературы:

1. Kirklin J.K., Naftel D.C., Pagani F.D., Kormos R.L., Stevenson L.W., Blume E.D., Young J.B. Seventh INTERMACS annual report: 15,000 patients and counting // The Journal of Heart and Lung Transplantation. 2015. Vol. 34. № 12. PP. 1495-1504.
2. Slaughter M.S., Rogers J.G., Milano C.A., Russell S.D., Conte J.V., Feldman D., Sun B., Tatooles A.J., Delgado R.M. 3rd, Long J.W., Wozniak T.C., Ghumman W., Farrar D.J., Frazier O.H. Advanced heart failure treated with continuous-flow left ventricular assist device // New England Journal of Medicine. 2009. Vol. 361. № 23. PP. 2241-2251.
3. Soucy K.G., Koenig S.C., Giridharan G.A., Sobieski M.A., Slaughter M.S. Rotary pumps and diminished pulsatility: Do we need a pulse? // ASAIO Journal. 2013. Vol. 59. № 4. PP. 355-366.
4. Ji B., Undar A. Comparison of perfusion modes on microcirculation during acute and chronic cardiac support: Is there a difference? // Perfusion. 2007. Vol. 22. № 2. PP. 115-119.
5. Letsou G.V., Shah N., Gregoric I.D., Myers H.J., Delgado R., Frazier O.H. Gastrointestinal bleeding from arteriovenous malformations in patients supported by the Jarvik 2000 axial-flow left ventricular assist device // The Journal of Heart and Lung Transplantation. 2005. Vol. 24. № 1. PP. 105-109.

6. Thohan V., Stetson S.J., Nagueh S.F., Rivas-Gotz C., Koerner M.M., Lafuente J.A. Cellular and hemodynamics responses of failing myocardium to continuous flow mechanical circulatory support using the DeBakey-Noon left ventricular assist device: A comparative analysis with pulsatile-type devices // The Journal of Heart and Lung Transplantation. 2005. Vol. 24. № 5. PP. 566-575.
7. Undar A. Myths and truths of pulsatile and nonpulsatile perfusion during acute and chronic cardiac support // Artificial organs. 2004. Vol. 28. № 5. PP. 439-443.
8. Westerhof N., Elsingher G.I.J.S., Sipkema P. An artificial arterial system for pumping hearts // Journal of applied physiology. 1971. Vol. 31. № 5. PP. 776-781.
9. Downey J.M., Kirk E.S. Inhibition of coronary blood flow by a vascular waterfall mechanism // Circulation Research. 1975. Vol. 36. № 6. PP. 753-760.
10. Шумаков В.И., Новосельцев В.Н., Сахаров М.П., Штенгольд Е.Ш. Моделирование физиологических систем организма. – М.: Медицина, 1971. Т. 32. С. 170-171.

Георгий Пинкусович Иткин,
д-р биолог. наук, профессор,
зав. лабораторией биотехнических систем,
ФГБУ «Национальный медицинский
исследовательский центр трансплантологии
и искусственных органов им. акад. Шумакова»
Министерства здравоохранения РФ,
Арсений Иванович Сырбу,
студент 6-го курса магистратуры,
кафедра физики живых систем,
техник лаборатории биотехнических систем,
ФГАОУ ВПО «Московский физико-технический
институт (государственный университет)»,
ФГБУ «Национальный медицинский
исследовательский центр трансплантологии
и искусственных органов им. акад. Шумакова»
Министерства здравоохранения РФ,
г. Москва,
e-mail: s_arseniy@outlook.com

Таблица 2

Результаты моделирования

Параметр	Единицы измерения	Норма	Недостаточность	Постоянный режим	Пульсирующий режим
Аортальное давление, сист./диаст. (разность)	мм рт. ст.	119/80 (39)	79/54 (25)	103/81 (22)	108/79 (29)
Общий кровоток	л/мин	5	3,36	5	5
Расход насоса, общий (сист./диаст.)	л/мин	–	–	5,3 (4,1/1,2)	5,3 (4,8/0,5)
Коронарный кровоток, общий (сист./дист.)	мл/мин	298 (98/200)	184 (65/119)	281 (100/181)	316 (115/170)
Давление в желудочке, сист./диаст.	мм рт. ст.	120/0,8	80/15,5	68,4/0,5	56/6,8