

Информационно-вычислительные технологии в медицине

УДК 612.133-611.08+616-78

ФИЗИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ВНУТРИАРТЕРИАЛЬНОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОГО СТЕНДА

О.А. Германова¹, В.А. Германов¹, Ю.В. Щукин¹, А.В. Германов¹,
А.Е. Бурмистров², Р.Ю. Юсупов², И.О. Прохоренко³

¹ФГБОУ ВО «Самарский государственный медицинский университет»
Министерства здравоохранения Российской Федерации, Самара

²ФГАОУ ВО «Самарский национальный исследовательский университет
имени академика С.П. Королева», Самара

³Частное учреждение образовательная организация высшего образования
«Медицинский университет «Реавиз», Самара

Резюме. В статье описаны конструкция и возможности применения разработанного нами оригинального устройства для моделирования внутриартериального кровообращения. Обозначены принципы действия прибора, широкий спектр экспериментальных и клинических исследований, при которых он может быть применен. Использование данной полезной модели проиллюстрировано клиническими примерами.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Финансирование. Исследование проводилось без спонсорской поддержки.

Ключевые слова: гемодинамика; физическое моделирование.

Для цитирования: Германова О.А., Германов В.А., Щукин Ю.В., Германов А.В., Бурмистров А.Е., Юсупов Р.Ю., Прохоренко И.О. Физическое моделирование внутриартериального кровообращения с использованием экспериментального стенда. *Вестник медицинского института «Реавиз». Реабилитация, Врачи и Здоровье*. 2020;6(48):133–139. <https://doi.org/10.20340/vmi-rvz.2020.6.16>



PHYSICAL SIMULATION OF INTRA-ARTERIAL CIRCULATION USING AN EXPERIMENTAL BENCH

O.A. Germanova¹, V.A. Germanov¹, Yu.V. Shchukin¹, A.V. Germanov¹,
A.E. Burmistrov², R.Y. Yusupov², I.O. Prokhorenko³

¹Samara State Medical University, Samara

²Samara National Research University named after Academician S.P. Korolev, Samara

³Medical University "Reaviz", Samara

Abstract. The article describes the device and possibilities of application of the original device developed by us for simulation of intra-arterial circulation. The principles of operation of the device, a wide range of experimental and clinical studies in which it can be applied are outlined. The use of this useful model is illustrated by clinical examples.

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest.

Funding. The study was conducted without sponsorship.

Key words: hemodynamics; physical modeling.

Cite as: Germanova O.A., Germanov V.A., Shchukin Y.V., Germanov A.V., Burmistrov A.E., Yusupov R.Y., Prokhorenko I.O. Physical simulation of intra-arterial circulation using an experimental bench *Bulletin of the Medical Institute Reaviz. Rehabilitation, Doctor and Health*. 2020;6(48):133–139. <https://doi.org/10.20340/vmirvz.2020.6.16>

На сегодняшний день медицинская наука немыслима без экспериментальной части. Для подтверждения выдвигаемых теорий и гипотез применение экспериментальных моделей имеет первостепенную необходимость во многих случаях. В клинической практике, в частности в кардиологии при доказательстве своих теорий зачастую исследователь сталкивается с некоторыми трудностями. Экспериментальный раздел работы оказывается невозможным для проведения, и многие смелые и перспективные теории оказываются недостаточно обоснованными с точки зрения принципов доказательной медицины.

Опыт изучения особенностей функционирования артериальной части системы кровообращения позволяет изучать особенности изменения параметров кинетики магистральных артерий при различных нарушениях ритма [1, 2]. Для этой цели нами создано оригинальное экспериментальное устройство для моделирования внутриартериального кровообращения, с помощью которого возможно было бы вос-

произвести и изучить гемодинамические процессы, происходящие внутри артерий как при правильном ритме, так и при различных нарушениях ритма.

Цель: оценить перспективы использования оригинального устройства для моделирования внутриартериального кровообращения и обосновать возможности его дальнейшего использования.

Материал и методы

Основной задачей в создании устройства для моделирования внутриартериального кровотока было имитировать артериальный сосуд, подобрать максимально близкую по вязкости к вязкости крови жидкость, а также обеспечить функционирование кровотока внутри, максимально соответствующее прохождению пульсовых волн, возникающих при работе сердца как при правильном ритме, так и при различных нарушениях сердечного ритма.

На рисунке 1 представлена схема разработанного нами оригинального устрой-

ства для моделирования внутриартериального кровообращения.

Конструкция модели представлена в виде конусовидно суженного стеклянного цилиндра (1) длиной 365 мм с входным диаметром 20 мм, выходным – 16,5 мм и толщиной 2,5 мм. Параллельно цилиндру зафиксированы четыре стальных стержня (2) длиной 365 мм, диаметром 1 см, с резьбой с обеих сторон протяженностью 2 см. Фиксация стеклянной трубки и стержней достигается прикреплением их с обеих сторон гайками по резьбе стержня к двум стальным муфтам (3), квадратной формы со скругленными краями, толщиной 1 см. Для дополнительной фиксации стальных стержней используются две муфты округлой формы с отверстиями под стеклянный цилиндр и выемками под стальные стержни (4). Толщина муфт 5 мм. К фиксирующим муфтам с внешних сторон через резиновые прокладки толщиной 1 мм посредством болтово-гаечных соединений прикрепляются два стальных цилиндра (5) диаметром 10 см, с резьбой посередине, в которые с входной стороны ввернут двухходовой штуцер (6) с резиновым клапаном. С обеих сторон от цилиндра прикрепляются гибкие силиконовые трубки (7), другим концом прикрепляющиеся к электрическому водяному насосу (8). Водяной насос соединен с аккумулятором 12 Вольт (9).

Все устройство крепится болтами к горизонтальной лакированной доске (10) с помощью трёх стальных уголков (11). В одном из внешних уголков на уровне штуцера находится отверстие под иглу (12) для введения красящих веществ (канцелярской туши) (13) и проводника с шелковой нитью (14) через клапан штуцера в стеклянную трубку.

Замкнутый контур заполняется раствором глицерина, по вязкости соответствующим крови. Силиконовые трубки свободными концами подключаются к электрическому насосу, который присоединяется к переносному аккумулятору 12 Вольт. Электрический насос обеспечивает постоянную

и прерывистую циркуляцию раствора глицерина по замкнутой системе. По мере движения жидкости через резиновый клапан штуцера в стеклянный цилиндр до места установки диафрагмы, в место установки диафрагмы и за местом установки диафрагмы вводится шелковая нить, закрепленная одним концом на металлической игле, и за счет колебаний нити при одновременном введении через клапан штуцера канцелярской туши оценивается направление и характер потока циркулирующей жидкости внутри стеклянного цилиндра. В дальнейшем, после извлечения иглы с нитью из стеклянной трубки через резиновый клапан, в него осуществляют введение пластикового гибкого катетера и установку его до уровня диафрагмы, в зоне диафрагмы и за диафрагмой. Внешний конец катетера присоединяют к датчику давления, который, в свою очередь, присоединяется к устройству регистрации давления – осциллоскопу.

Во время эксперимента осуществляется визуальное наблюдение за направлением потока жидкости и производится измерение давления жидкости в различных точках системы.

Результаты

В основе предложенного нами устройства – стеклянная прозрачная трубка ротаметра с разным диаметром на входе и выходе. Переменный диаметр трубки имитирует естественный ход артериальных сосудов, где дистальная часть является более узкой по сравнению с проксимальной. То, что трубка является абсолютно прозрачной, очень важно для экспериментальной части, поскольку это позволяет беспрепятственно проводить различные наблюдения и видеть гемодинамические процессы, происходящие внутри трубки.

Стеклянную трубку мы прочно закрепили стальными держателями, муфтами и болтово-гаечными соединениями к горизонтальной поверхности. Таким образом, конструкция была надежно зафиксирована.

Следующим этапом было создание замкнутого контура для возможности непрерывной циркуляции жидкости внутри системы. Для этого к входному и выходному концам трубки мы прикрепили силиконовые трубки таким образом, чтобы места прикрепления были герметичны. Свободные концы силиконовых трубок закрепили с электрическим насосом, работающим от аккумулятора с напряжением 12 Вольт, который имел возможность работы в пульсовом режиме, имитирующим работу сердца и создание пульсовой волны.

В качестве жидкости, заполняющей систему, мы выбрали водный раствор гли-

церина, который по вязкости соответствовал вязкости плазмы крови. Применение глицерина позволило сделать эксперимент максимально наглядным (глицерин прозрачен), а также приближенным к условиям функционирования артериальной системы.

После полной сборки системы мы имитировали пульсовые волны, возникающие при правильном сердечном ритме, а также при экстрасистолии и фибрилляции предсердий.

На рисунке 2 представлено фото устройства для моделирования внутриартериального кровообращения в собранном виде.

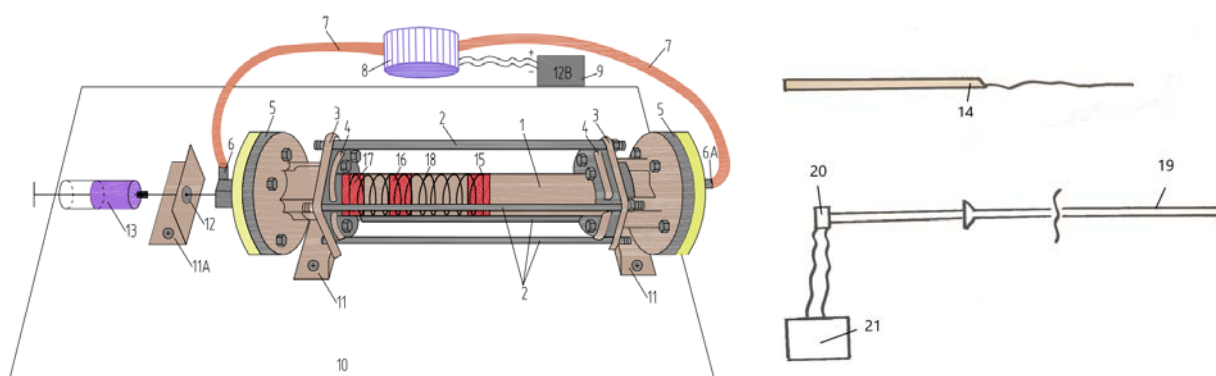


Рис. 1. Схема устройства для моделирования внутриартериального кровообращения



Рис. 2. Устройство для моделирования внутриартериального кровообращения в собранном виде

Итоговые параметры работы устройства представлены в таблице 1.

На рисунках 3, 4 представлены фото основной трубки устройства для моделирования внутриартериального кровообращения во время работы. При имитации экстрасистолической аритмии мы наблюдали турбулентный поток жидкости при прохождении волны первого постэкстрасистолического сокращения.

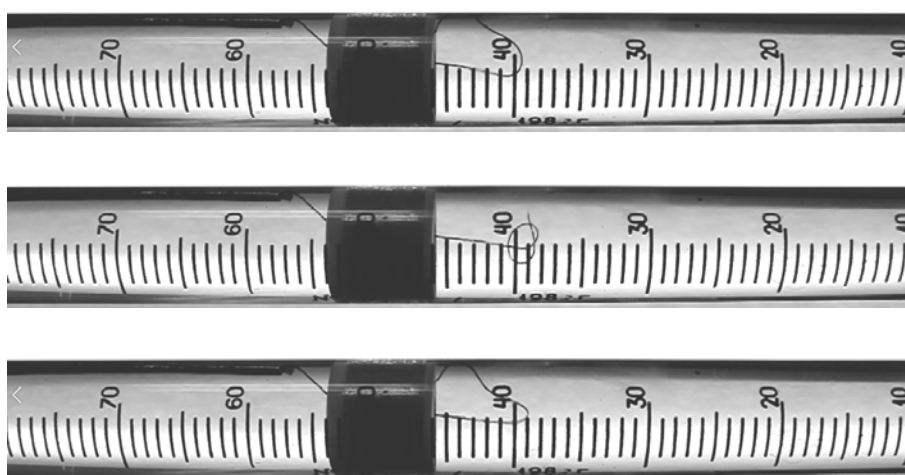
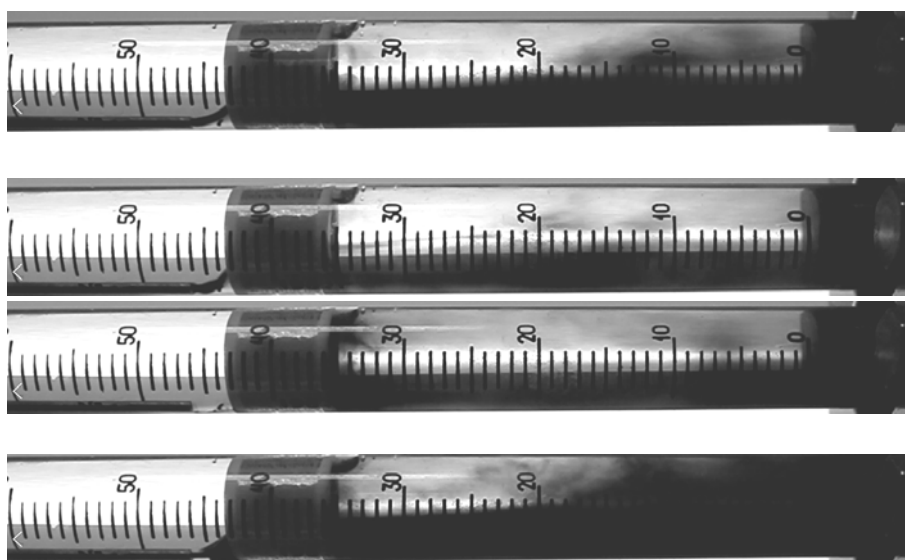
вслед за установленной диафрагмой.

На рисунке 5 представлены данные с осциллографа, при применении внутрисосудистого датчика давления и имитации экстрасистолической аритмии. При прохождении волны первого постэкстрасистолического сокращения уровень давления внутри трубки повышен.

Таблица 1. Основные параметры устройства для моделирования внутриартериального кровообращения

№ п/п	Тип диафр.	$D_{тр.}$, мм	$d_{д.}$, мм	$S_{тр.}$, мм ²	$S_{д.}$, мм ²	$(S_{д.}/S_{тр.}) \times 100 \%$	Сужение, %	$V_{поток}$, м/с
1	1	17,96	6	253,21	28,26	11,16	88,84	8,96
2		18,01	10	254,62	78,50	30,83	69,17	3,24
3		18,09	12,5	256,89	122,66	47,75	52,25	2,09
4	2	18,19	10	259,74	78,5	30,22	69,78	3,31

Примечание: $D_{тр.}$ – внутренний диаметр трубки в сечении соответствующем середине (по длине) установленной диафрагмы; $d_{д.}$ – диаметр отверстия диафрагмы; $S_{тр.}$ – площадь сечения трубки, соответствующая середине (по длине) установленной диафрагмы; $S_{д.}$ – площадь сечения отверстия диафрагмы; $V_{поток} = D_{тр.}^2 / d_{д.}^2$ – скорость потока для идеальной жидкости в отверстии диафрагмы при скорости потока в неперекрываемом сечении 1 м/с; 1 тип диафрагмы – с симметричным внутренним отверстием; 2 тип диафрагмы – с асимметричным внутренним отверстием.

**Рис. 3.** Возникновение турбулентного потока жидкости за диафрагмой при имитации экстрасистолической аритмии (индикатор – шелковая нить)**Рис. 4.** Возникновение турбулентного потока жидкости за диафрагмой при имитации экстрасистолической аритмии (индикатор – синяя тушь)

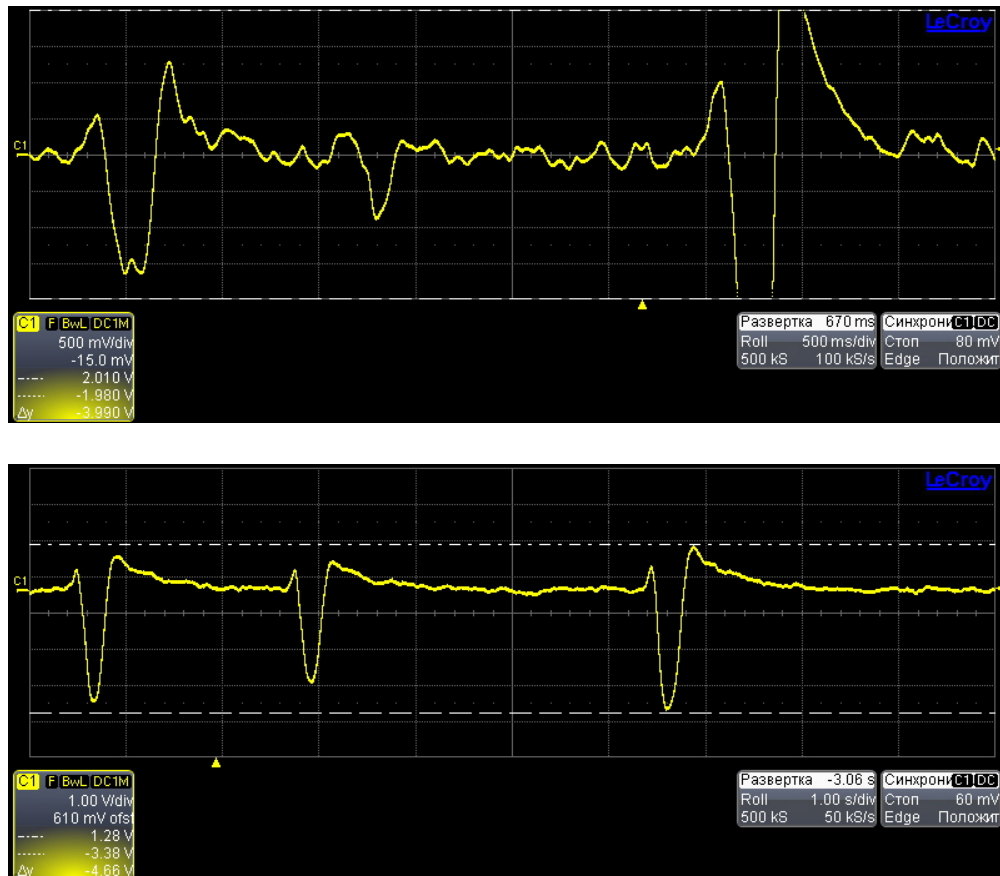


Рис. 5. Данные с экрана осциллоскопа устройства для моделирования внутриартериального кровообращения при имитации экстрасистолической аритмии

Применение предложенного нами устройства возможно в широком спектре экспериментов.

Пример. Экспериментатору поставлена задача провести наблюдение за особенностями внутриартериального кровообращения на фоне правильного сердечного ритма и на фоне нарушения ритма – экстрасистолии. Для выполнения данной задачи он использовал предложенное нами устройство для моделирования внутриартериального кровообращения. Контур устройства экспериментатор заполнил раствором глицерина, соответствующего по вязкости плазме крови, убедившись в отсутствии пузырьков воздуха. После этого приводящую и отводящую силиконовые трубки свободными концами он подключил к электрическому насосу, который присоединил к переносному аккумулятору 12 Вольт. Электрический насос обеспечил прерывистую циркуляцию раствора глицерина по замкнутой

системе, имитирующую правильный сердечный ритм и экстрасистолию. Через клапан штуцера экспериментатор ввел шелковую нить, закрепленную одним концом на металлической игле, и за счет колебаний нити при одновременном введении через клапан штуцера канцелярской туши оценил направление и характер потока циркулирующей жидкости внутри стеклянного усеченного конуса. Таким образом, в результате применения устройства для моделирования внутриартериального кровообращения была решена поставленная задача – осуществить наблюдение за особенностями внутриартериального кровообращения на фоне правильного сердечного ритма и на фоне нарушения ритма – экстрасистолии.

Выводы

1. Использование предлагаемого устройства позволяет моделировать процессы, происходящие внутри артериальных

сосудов при правильном ритме, а также при различных нарушениях ритма (экстрасистолия, фибрилляция предсердий).

2. Устройство для моделирования внутриартериального кровообращения просто в конструкции и надежно в работе.

3. Предлагаемое устройство целесообразно использовать для проведения экспери-

ментальной части научно-исследовательских работ.

На данное устройство для моделирования внутриартериального кровообращения получен патент РФ на полезную модель от 04.02.2021 г.

Литература/Reference

- 1 Patent RU 2633944C2 Valeriya Sergeevna Maryahina, Arman Berekovich Kostuganov, 2017.
- 2 Patent RU2678712C1 Chuzhinov Sergej Nikolaevich, Fridlyand Yakov Mihajlovich, Lukmanov Marat Rifkovich, Semin Sergej L'vovich, Gol'yanov Andrej Ivanovich, Fastovec Denis Ni-kolaevich, Mironov Mihail Sergeevich, Hajbrahmanov Il'shat Rafael'evich, 2019.

Авторская справка

**Германова Ольга
Андреевна**

кандидат медицинских наук, ассистент кафедры пропедевтической терапии, Самарский государственный медицинский университет, Самара, Россия
врач функциональной диагностики отделения функциональной и ультразвуковой диагностики, Клиники СамГМУ, Самара, Россия
e-mail: olga_germ@mail.ru
ORCID 0000-0003-4833-4563

**Германов Владимир
Андреевич**

врач по рентгенэндоваскулярной диагностике и лечению отделения РХНМДиЛ клиники факультетской хирургии, Самарский государственный медицинский университет, Самара, Россия
ORCID 0000-0003-4239-5066

**Щукин Юрий
Владимирович**

доктор медицинских наук, профессор, заведующий кафедрой пропедевтической терапии, Самарский государственный медицинский университет, Самара, Россия
e-mail: samgmu_pt@mail.ru
ORCID 0000-0003-0387-8356

**Германов Андрей
Владимирович**

кандидат медицинских наук, доцент кафедры пропедевтической терапии, заслуженный работник здравоохранения Самарской области, Самарский государственный медицинский университет, Самара, Россия
ORCID 0000-0002-0367-7776

**Бурмистров Андрей
Евгеньевич**

ведущий инженер, НИЛ-41 (научно-исследовательская лаборатория прогрессивных технологических процессов пластического деформирования), Самарский национальный исследовательский университет имени академика С.П. Королева, Самара

**Юсупов Ринат
Юнусович**

научный сотрудник, НИЛ-41 (научно-исследовательская лаборатория прогрессивных технологических процессов пластического деформирования), Самарский национальный исследовательский университет имени академика С.П. Королева, Самара

**Прохоренко Инга
Олеговна**

первый проректор по учебно-воспитательной работе, Медицинский университет «Реавиз», Самара
ORCID 0000-0003-2734-145

Статья поступила 21.11.2020
Одобрена после рецензирования 07.12.2020
Принята в печать 18.12.2020

Received November, 21th 2020
Approved after reviewing December, 7th 2020
Accepted for publication December, 18th 2020