

УДК 612.15:37.013.32

СИМУЛЯТОР КРОВОТОКА В ВЕРХНИХ КОНЕЧНОСТЯХ, ПОСТРОЕННЫЙ НА ПЕРИСТАЛЬТИЧЕСКОМ НАСОСЕ

Папшева Е.М., Квитка А.В., Билалов Н.И.

ФГБОУ ВО «Волгоградский государственный медицинский университет»

Министерства здравоохранения Российской Федерации, Волгоград,

e-mail: post@volgmed.ru

Целью исследования было разработать симулятор части сердечно-сосудистой системы человека для повышения уровня обучения студентов медицинских образовательных организаций. Устройство повторяет анатомические и физиологические параметры сердца, при этом являясь простым по конструкции. Установка построена на перистальтическом насосе и тренажере для отработки навыков внутривенных инъекций и забора крови. С использованием метода математического моделирования установлена зависимость объема вытекания жидкости при изменении радиусов трубок. На основе расчетных данных был спроектирован симулятор, который создает имитацию артериального, венозного и капиллярного кровотока. Стоит отметить, что в данной установке есть возможность симулировать как кровоток взрослых, так и детей, изменяя диаметры искусственных сосудов и сопутствующие параметры. Разработанное устройство интегрируется в системы любой конфигурации и сложности. В ходе проведенных исследований подтверждена правильная работа симулятора кровотока верхних конечностей человека и верное моделирование созданной части сердечно-сосудистой системы. Проведен сравнительный анализ справочных и итоговых расчетных данных. Студенты на практических занятиях смогут отработать на тренажере навыки забора крови, ощутив имитацию кровотока. Симулятор может использоваться в качестве испытательного стенда и как устройство для проведения проверки медицинского оборудования.

Ключевые слова: кровеносная система, кровеносный сосуд, математическое моделирование, симулятор кровотока верхних конечностей, отработка практических навыков, перистальтический насос, медицинский симулятор, медицинский фантом

A BLOOD FLOW STIMULATOR IN THE UPPER EXTREMITIES BUILT ON A PERISTALTIC PUMP

Papsheva E.M., Kvitka A.V., Bilalov N.I.

Volgograd State Medical University of the Ministry of Health of the Russian Federation,

Volgograd, e-mail: post@volgmed.ru

The purpose of the study was to develop a simulator of a part of the human cardiovascular system to improve the level of education of students of medical educational organizations. The device repeats the anatomical and physiological parameters of the heart, while being simple in design. The installation is based on a peristaltic pump and a simulator for practicing intravenous injection and blood collection skills. Using the method of mathematical modeling, the dependence of the volume of liquid outflow is established when the radii of the tubes change. Based on the calculated data, a simulator was designed that creates an imitation of arterial, venous and capillary blood flow. It is worth noting that in this installation it is possible to simulate blood flow in both adults and children by changing the diameters of artificial vessels and concomitant changes in parameters. The developed device is integrated into systems of any configuration and complexity. During the conducted research, the correct operation of the blood flow simulator of the upper extremities of a person and the correct modeling of the created part of the cardiovascular system have been confirmed. A comparative analysis of the reference and final calculation data is carried out. Students in practical classes will be able to practice blood collection skills on the simulator, feeling simulated bleeding. The simulator can be used as a test bench and as a device for checking medical equipment.

Keywords: circulatory system, blood vessel, mathematical modeling, practical skills training, upper limb blood flow simulator, peristaltic pump, medical simulator, medical phantom

Введение

Медицинское образование в наши дни включает процессы обучения, построенные на симуляционном оборудовании. Однако из-за сложной конструкции и большой стоимости [1] симуляторы сердечно-сосудистой системы не используются в образовательном процессе, что снижает уровень готовности будущих врачей к решению прикладных задач.

Разработка относится к области медицины, а именно к области медицинского приборостроения [2]. Она имитирует работу серд-

ца в симуляционной системе. Устройство спроектировано с учетом особенностей течения крови в трубках различного диаметра, а также с учетом параметров, при которых осуществляется сердечная деятельность [3]. Устройство максимально реалистично воспроизводит ключевые моменты работы сердца человека для максимального погружения в работу и наибольшей эффективности отработки навыков.

Целью исследования являлось повышение уровня обучения студентов медицинских учреждений в части разработки симу-

латора сердечно-сосудистой системы, построенного на перистальтическом насосе.

Материалы и методы исследования

Человеческое сердце – мощный фиброзно-мышечный орган, выполняющий в организме функцию насоса по перекачке крови. За сутки этот насос совершает 100000 сокращений и расслаблений и перекачивает 7600 л крови.

Вся деятельность сердца состоит из сокращений – систол и расслаблений – диастол. Полный цикл состоит из систолы предсердий, систолы желудочков и общей паузы сердца, когда совпадают диастола предсердий и желудочков. Систола предсердий обеспечивает подачу крови в желудочки [4, с. 275] и дополнительное растяжение миокарда желудочков. Систола желудочков контролирует выброс крови в артериальную систему. Диастола обеспечивает «перерыв» работы сердца и подготовку к следующей систоле [5].

В табл. 1 приведены показатели кровотока для разных возрастных групп в различных артериях.

При моделировании сердечно-сосудистой системы было учтено, что физиологическая система имеет ряд отличий от гипотетической из-за отклонений от идеальных параметров функционирования [6].

Для правильного решения задачи необходимо было выявить зависимость скорости вытекания жидкости от радиуса трубки.

По трубке небольшого радиуса R объем жидкости, протекший за секунду через сечение трубки, прямо пропорционален разности давлений p_1 и p_2 у входа и выхода трубки соответственно, четвертой степени радиуса R трубки и обратно пропорционален длине l и коэффициенту вязкости η :

$$R = \frac{8l\eta}{\pi r^4}.$$

Соотношение является формулой Пуазейля, которая используется для определения коэффициента динамической вязкости сред

η путем измерения объема V вытекающей жидкости за некоторое время t при заданном перепаде давлений. Данный метод носит название вискозиметрического [7, с. 23].

При заданных внешних условиях объем жидкости, протекающей через трубку, пропорционален четвертой степени ее радиуса. Ниже приведены параметры установки, моделирующей прохождение жидкости через трубки радиусом R в приближении к идеальной жидкости (рис. 1).

В цилиндрической емкости V_1 и V_2 заливается жидкость, которая вытекает под воздействием силы тяжести через тонкую трубку 13. Функцией является T_1 – время вытекания жидкости из объема V_1 ; T_2 – время вытекания жидкости из объема V_2 ; T_3 – время вытекания жидкости из объема V_3 .

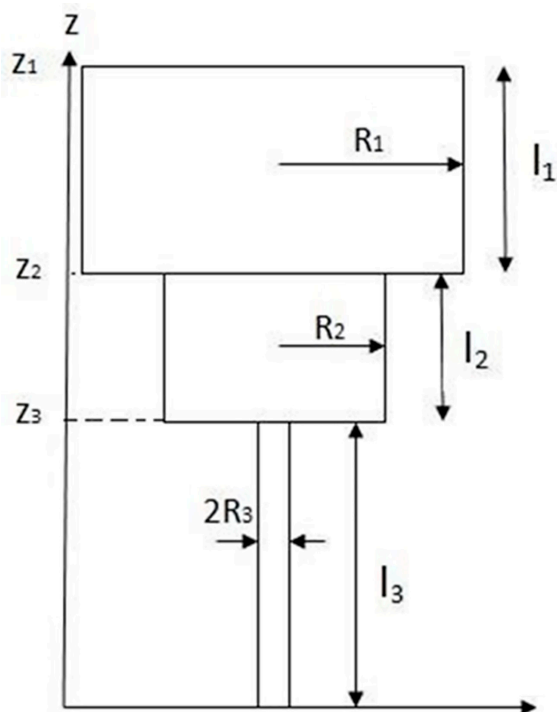


Рис. 1. Схематичное изображение установки для имитационного моделирования протекания крови

Таблица 1

Средние показатели линейной скорости кровотока для разных возрастных групп в сосудах брахицефальной системы, см/с, в норме (по Ю.М. Никитину, 1989)

№ п/п	Артерия	< 20 лет	20–29 лет	30–39 лет	40–49 лет	50–59 лет
1	Левая ОСА	31,7+1,3	25,6+0,5	25,4+0,7	23,9+0,5	17,7+0,6
2	Правая ОСА	30,9+1,2	24,1+0,6	23,7+0,6	22,6+0,6	16,7+0,7
3	Левая позвоночная	18,4+1,1	13,8+0,8	13,2+0,5	12,5+0,9	13,4+0,8
4	Правая позвоночная	17,3+1,2	13,9+0,9	13,5+0,6	12,4+0,7	14,5+0,8

Время T_1 опустошения емкости V_1 рассчитывается по формуле

$$T_1 = \sqrt{\frac{2}{g} \left(\sqrt{z_1} - \sqrt{z_2} \right) \frac{S_1}{S_3}}$$

Время опустошения второй емкости V_2 :

$$T_2 = \sqrt{\frac{2}{g} \left(\sqrt{z_2} - \sqrt{z_3} \right) \frac{S_2}{S_3}}$$

Аналогично найдем T_3 :

$$T_3 = \sqrt{\frac{2}{g}} \sqrt{z_3} T_2$$

Полное время вытекания жидкости в установке:

$$T = T_1 + T_2 + T_3$$

При подстановке данных и произведении расчетов для различных R получается зависимость времени вытекания жидкости от радиуса трубки. Результаты расчетов показывают, насколько уменьшается время, необходимое для полного вытекания жидкости в установке, при увеличении радиуса трубки.

Из вышеприведенных данных с учетом особенностей течения крови в трубках раз-

личного диаметра рассчитывались параметры насоса. Самое главное было определить максимальную пропускную способность для насоса:

$$VO \cdot ЧСС \cdot 60 \text{ мин} = 70 \cdot 100 \cdot 60 = 420\,000 \text{ мл/ч} = 420 \text{ л/ч,}$$

где VO – ударный объем, $ЧСС$ – частота сердечных сокращений. Исходя из этих данных был подобран насос с подходящими параметрами (табл. 2).

Таблица 2

Параметры устройства для подведения кровотока

№ п/п	Параметры	Прототип
1	Пропускная способность, л/ч	400
2	Объем насоса, л	6
3	Максимальная скорость, об/мин	600

Симулятор состоит из перистальтического насоса с управляющим блоком, построенным на микроконтроллере. Тренажер для отработки навыков внутривенных инъекций и забора крови LF01271 подключен к насосу с помощью силиконовых трубок (рис. 2).

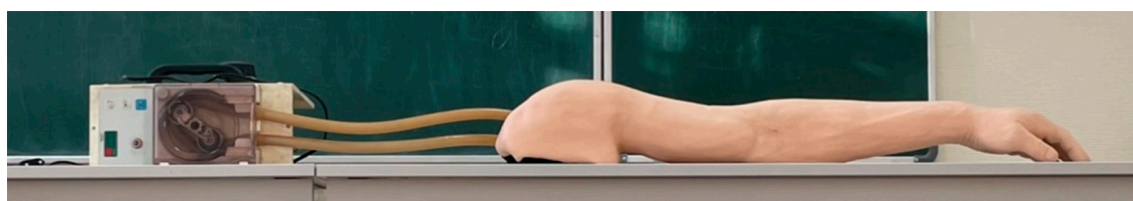


Рис. 2. Симулятор кровотока в верхних конечностях в сборке

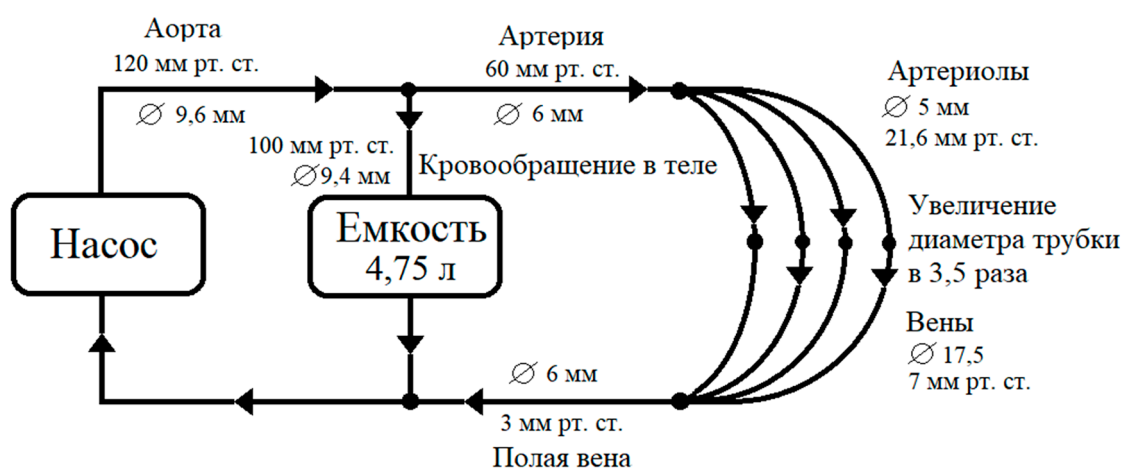


Рис. 3. Реологическая схема

В данном симуляторе не создана капиллярная система, из-за которой происходит потеря энергии артериальной крови для перехода в венозную. Кровь в вены поступает под давлением 10–20 % от среднего давления в аорте [8, с. 50]. Следовательно, для получения венозного давления в симуляторе был увеличен радиус трубки примерно в 3,5 раза внутри тренажера с помощью переходника. Он установлен в пальцы симулятора.

Необходимо учитывать, что симулятор моделирует часть сердечно-сосудистой системы, а именно кровообращение в руке. Поэтому необходимо было добавить емкость, чтобы в тренажер поступал не весь объем циркулирующей крови.

Для расчетов емкости брался средний объем крови в человеке – 5 л. Масса руки составляет 5–6 % от веса человека, следовательно, крови также 5–6 % от общего объема. В нашем случае объем крови в руке равен 250 мл. В результате необходимый объем емкости составил 4,75 л.

На реологической схеме, приведенной на рис. 3, показано направление движение жидкости, данные давления, полученные расчетным путем в разных участках симулятора, и диаметры трубок на этих участках.

Артериальная кровь выходит из насоса. Затем трубка раздваивается, и кровь поступает в емкость на 4,75 л и в тренажер. В тренажере с помощью переходника одна трубочка, подводящая кровь к тренажеру, разветвляется на четыре, имитируя капилляры. Затем кровь поступает в пальцы, где радиус трубки увеличивается. В результате кровь теряет 80–90 % от артериального давления и переходит в венозную кровь. По силиконовым трубочкам венозная кровь снова проходит через переходник в руке и после него вытекает в трубку от емкости. В результате через одну трубочку вся кровь обратно подводится к насосу. Система получается замкнутой.

Результаты исследования и их обсуждение

Для определения корректной работы симулятора был произведен расчет давления на разных участках установки, представленный ниже:

- 1) в подводящей трубке к руке после разветвления,
- 2) на участке разветвления аорты в артерии,
- 3) после увеличения диаметра трубки в 3.5 раза,
- 4) на участке схождения четырех трубок в одну на выходе из тренажера.

Начнем с первого участка. Диаметр трубки от насоса до разветвления на аорту:

$d_1 = 9,6$ мм. Давление: $p_1 = 120$ мм рт. ст. Диаметр трубки от разветвления до емкости: $d_2 = 9,43$ мм. Давление: $p_2 = 100$ мм рт. ст. Также нам известен диаметр подводящей трубки к руке после разветвления: $d_3 = 6$ мм. Расчеты приведены с применением площади сечения трубки [9, с. 62].

$$p_3 = (\pi R_1^2 \times p_1 - R_2^2 \times p_2) / \pi R_3^2 =$$

$$= (8685.6 - 6989.4) / 28.26 = 60 \text{ мм. рт. ст.}$$

На втором участке происходит ветвление трубки $d_3 = 6$ мм на четыре с диаметром $d_4 = 5$ мм.

$$p_4 = (\pi R_3^2 / (\pi R_4^2 \times 4)) \times p_3 = 28.26 / 78.5 \quad 60 \quad 21.6$$

$$= 28.26 / 78.5 \times 60 = 21.6 \text{ мм. рт. ст.}$$

На третьем участке рассчитывается давление после увеличения диаметра трубки в 3.5 раза, следовательно, $d_5 = 17,5$ мм.

$$p_5 = (\pi R_4^2 / \pi R_5^2) \times p_4 =$$

$$= 78.5 / 240.4 \times 21.6 = 7 \text{ мм. рт. ст.}$$

И на четвертом участке расчета переходник соединяет четыре трубки в одну с диаметром $d_6 = 6$ мм.

$$p_6 = ((\pi R_6^2 / 4) / \pi R_5^2) \times p_4 =$$

$$= 28.26 / 60.1 \times 7 = 3 \text{ мм. рт. ст.}$$

Четвертый участок моделирует движение крови по артерии, давление в нем по расчетам равно 60 мм рт. ст.

Пятый участок соответствует артериолам, давление на нем равно 21,6 мм рт. ст. После увеличения радиуса трубки давление на участке, симулирующем вены, равно 7 мм рт. ст.

Последний участок отображает полую вену, давление на нем равно 3 мм рт. ст.

По справочным данным давление в артерии 40–100 мм рт. ст., в артериолах 25–40 мм рт. ст., в венах 5–10 мм рт. ст. и в полую вену 2 мм рт. ст. [4, с. 276].

Справочные и расчетные данные совпадают с незначительными отклонениями. Можно сделать вывод, что симулятор кровотока в верхних конечностях разработан правильно и моделирует часть сердечно-сосудистой системы.

Управляющая часть в данном симуляторе построена с удобством для пользователей. В схеме используются кнопки управления, через них пользователь выбирает режимы работы:

- 1) «70 об/мин»,
- 2) «130 об/мин»,
- 3) «190 об/мин».

Также в схеме используются датчики давления и дисплей, на котором выводятся их значения. Эти данные необходимы для контроля системы и для более точного анализа соответствия симулятора параметрам сердечно-сосудистой системы.

Разработанная схема устройства симулятора кровотока верхних конечностей является отличным решением проблемы отсутствия в симуляционных системах искусственного кровообращения течения крови, что позволяет специалистам получить практические навыки в максимально приближенных к реальным условиям, без риска причинения вреда здоровью пациентов. Также проведенный анализ теоретических и расчетных данных показал, что разработанная система функционирует исправно.

Заключение

Математическое моделирование процессов кровотока совместно с изучением анатомии и физиологии сердечной деятельности позволило разработать симулятор кровотока в верхних конечностях с учетом всех нюансов, а также возможностью его интегрирования в систему любой конфигурации и сложности с учетом изменения диаметров искусственных сосудов и сопутствующих изменений параметров.

Симулятор обладает удобным интерфейсом для пользователя. Через кнопки управления можно задавать три скорости работы насоса, что соответствует сердцебиению в спокойном состоянии с повышенным или пониженным давлением. Кроме того, с помощью датчиков давления и LCD-экрана пользователю выводятся данные о давлении в артерии, артериолах, венах и полую вену.

Данный симулятор сердечно-сосудистой системы имитирует протекание по сосудам артериальной и венозной крови. По-

этому студенты, получающие медицинское образование, смогут на практических занятиях ощутить имитацию кровотечения. Это является ключевым фактором формирования навыков противодействия рискам здоровью пациентов. Кроме этого, установку можно использовать как испытательный стенд. Также есть возможность ее применения для проверки определенных типов медицинского оборудования.

Список литературы

1. Swailes N.E., MacDonald M.E. and Frayne R. Dynamic phantom with heart, lung, and blood motion for initial validation of MRI techniques // *J. Magn. Reson. Imaging*. 2011. Vol. 34, Is. 4. P. 941–946. DOI: 10.1002/jmri.22688.
2. Гушин А.В. Устройство для бесконтактного измерения давления в передних цилиарных артериях глаза // *Инженерный вестник Дона*. 2018. № 3. URL: <http://ivdon.ru/ru/magazine/archive/n3y2018/5202> (дата обращения: 28.06.2024).
3. Marone E.M., Auricchio F., Marconi S., Conti M., Rinaldi L.F., Pietrabissa A., Argentero A. Effectiveness of 3D printed models in the treatment of complex aortic diseases // *The Journal of Cardiovascular Surgery*. 2018. Vol. 59, Is. 5 P. 699–706. DOI: 10.23736/S0021-9509.18.10324-7.
4. Агаджанян Н.А., Смирнов В.М. *Нормальная физиология: учебник. 3-е изд., испр. и доп.* М.: Медицинское информационное агентство, 2012. 576 с.
5. Нестерова Е.А. *Основы электрокардиографии. Нормальная электрокардиография (модуль для непрерывного медицинского образования)* // *Кардиология: новости, мнения, обучение*. 2016. № 2. С. 77–85.
6. Наумов В.Ю., Муха Ю.П., Авдеюк О.А., Шевчук В.П., Авдеюк Д.Н. Анализ структуры модели управления кроветворной функциональной системы организма // *Инженерный вестник Дона*. 2019. № 1. URL: <http://ivdon.ru/ru/magazine/archive/n1y2019/5505> (дата обращения: 27.06.2024).
7. Медведев А.Е. Двухфазная модель течения крови // *Российский журнал биомеханики*. 2013. № 4. С. 22–36.
8. Лоллини С.В. *Физиология сердечно-сосудистой системы: учебно-методическое пособие*. М: Издательство УО «ВГУ им. П.М. Машерова», 2007. 62 с.
9. Быков И.В. *Вспомогательное кровообращение на базе осевых насосов (математическое моделирование процессов управления): дис. ... канд. биол. наук*. Москва, 2014. 126 с.