

УДК: 577.359

Перспективы ультразвуковых доплеровских методов для создания автоматической инъекции препаратов в подвижный сосуд

©	Узлова Светлана Геннадьевна ¹	uzlova.s@blood.ru
©	Макарова Анна Вадимовна ²	makarova.av@phystech.edu
©	Ивлев Дмитрий Андреевич ¹	ivlev.d@blood.ru
©	Гурия Георгий Теодорович ¹	guria@blood.ru

¹ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр гематологии» Министерства здравоохранения Российской Федерации, Москва, Россия

² МФТИ, Москва, Россия

Аннотация. Рассмотрены возможности ультразвуковых доплеровских методов для отслеживания положения средней линии смещающегося модельного сосуда *in vitro*. Разработан оригинальный стенд, включающий в себя роботизированный манипулятор. Развита методика, эмулирующая работу массива одинаковых ультразвуковых датчиков. Показана робастность данной методики по отношению к различным сосудистым конфигурациям и типам их смещений. Продемонстрирована способность метода эффективно регистрировать увеличение количества отражающих элементов в потоке. Сделан вывод о перспективности разработки нового класса носимых устройств для непрерывного мониторинга агрегатного состояния крови, позволяющих в ответ на появление микротромбов в кровотоке производить автоматическую инъекцию фибринолитических препаратов.

Ключевые слова: ультразвук, эффект Доппера, удержание в фокальной плоскости, отслеживание положения, мониторинг, real-time, автоматическая инъекция, тромбообразование, фибринолиз, гемостаз

Prospects for ultrasonic Doppler methods for creating automatic injection of drugs into a moving vessel

S.G. Uzlova¹, A.V. Makarova², D.A. Ivlev¹, G.Th. Guria¹

¹Federal State Budgetary Institution “National Medical Research Center for Hematology” of the Ministry of Health of the Russian Federation, Moscow, Russia

²MIPT, Moscow, Russia

Abstract. The possibilities of Doppler ultrasound methods for tracking the position of the midline of a moving model vessel *in vitro* are considered. An original stand has been developed that includes a robotic manipulator. A technique has been developed that emulates the operation of an array of identical ultrasonic sensors. The robustness of this technique in relation to various vascular configurations and types of their displacements has been demonstrated. The ability of the method to effectively detect an increase in the number of reflective elements in the flow has been demonstrated. It is concluded that the development of a new class of wearable devices for continuous monitoring of the aggregate state of the blood is promising, allowing automatic injection of fibrinolytic drugs in response to the appearance of microthrombi in the bloodstream.

Keywords: *ultrasound, Doppler effect, focal plane hold, position tracking, monitoring, real-time, automatic injection, thrombus formation, fibrinolysis, hemostasis*

В норме регуляцию агрегатного состояния крови в организме осуществляет система гемостаза. Осложнения, связанные с нарушениями ее работы, представляют угрозу для жизни и здоровья [1]. Недавние работы показали, что в основе целого ряда осложнений коронавирусной инфекции также лежат нарушения гемостаза [2, 3].

Как тромботические [4–6], так и геморрагические [7] осложнения могут развиваться стремительно, самоускоренным образом, за времена порядка минут. А так как время начала терапии при инсультах и инфарктах во многом определяет ее дальнейшую эффективность [8, 9], то в распоряжении врача в большинстве случаев имеется лишь узкое временное «окно возможностей».

В идеале для своевременного реагирования на развитие опасных ситуаций необходим инструментарий непрерывного мониторинга развития тромбообразования. Однако, в настоящее время диагностические системы, используемые в клинике, не отвечают этому требованию. Такие тесты, как тромбоэластография и тест генерации тромбина, могут быть выполнены у постели больного за 10–15 минут. Тем не менее, все современные методы инвазивны, они требуют забора крови из организма, и по этой причине не пригодны для целей непрерывного мониторинга.

Разработка системы, способной осуществлять непрерывный мониторинг состояния крови непосредственно в крупных сосудах организма с тем, чтобы фиксировать ранние предвестники тромботических угроз и своевременно на них реагировать, представляется крайне насущной и актуальной. Использование ультразвуковых методов для целей непрерывного мониторинга выглядит весьма перспективным. Эти методы неинвазивны, безопасны в диагностических дозах, широкодоступны, и, самое главное позволяют получать данные в реальном времени [10].

Ранее были изучены возможности ультразвукового допплеровского мониторинга агрегатного состояния крови в сосудах *in vitro* [11, 12]. Кровь, или же плазма крови здоровых доноров, помещались в замкнутый контур из гемосовместимых силиконовых или изготовленных из ПВХ трубок. Начало процессов свертывания в системе проявлялось в виде образования в потоке первичных микроагрегатов фибрина и сопровождалось кратным, до 6 раз, увеличением амплитуды отраженного потоком ультразвукового сигнала [5].

Для коррекции гемостаза был сконструирован автоматический инжектор. Когда программным обеспечением фиксировалось начало процессов свертывания, автоматический инжектор получал команду к срабатыванию и вводил в систему фибринолитический препарат, растворяющий тромбы. В ряде случаев формирования крупных тромбов, способных перекрыть поток, удавалось избежать [9].

Таким образом, было установлено, что в условиях *in vitro* ультразвуковые допплеровские методы пригодны для непрерывного мониторинга свертыва-

ния и фибринолиза в условиях потока, в цельной крови [12]. Выяснилось, что они позволяют надежно регистрировать начало процессов свертывания на столь ранних стадиях, когда своевременное фармакологическое вмешательство способно предотвращать в дальнейшем тромбирование крупных сосудов. Открылась возможность для оперативной коррекции гемостаза *in vitro* прямо «по ходу пьесы». Вопрос о том, в какой мере полученные результаты справедливы для ситуации, имеющей место *in vivo*, непосредственно в организме человека, требует дальнейшего изучения и проработки.

Дело в том, что в реальных живых системах сканируемые сосуды являются подвижными. Поэтому в системах *in vivo* сканирование сосудов на предмет детектирования появления в них фибриновых микросгустков затруднено. Сканируемая часть сосуда может со временем выходить из фокальной плоскости. Имея это ввиду, представляется важным разработать метод «удержания» сканируемых сосудов в зоне акустического контроля.

На сегодняшний день существуют отдельные работающие прототипы носимых ультразвуковых систем, выполненные в виде компактных «патчей»-пластырей. Они способны выявлять и отслеживать смещение границ сосудов в М- и В-режимах [13, 14] и позволяют фиксировать движущиеся объекты в D-режимах [15, 16]. Указанные системы позволяют регистрировать некоторые из параметры кровотока в реальном времени [14]. Однако вопросы их применимости для мониторинга агрегатного состояния крови остаются до настоящего времени открытыми.

В настоящей работе ставится цель изучить возможности ультразвуковых допплеровских методов для создания методики автоматического слежения за подвижным сосудом в рассматриваемой области. Развитие такого рода методов позволит распространить выводы о применимости допплеровских методов мониторинга агрегатного состояния крови на случай подвижных сосудов *in vitro* и перейти к испытаниям *in vivo*.

Для достижения поставленной цели было необходимо решить ряд задач. Во-первых, разработать программу, позволяющую выделять среднюю линию («ось») исследуемого сосуда и получать данные об агрегатном состоянии текущей в нем крови. Во-вторых, изучить работоспособность разработанного метода по отношению к различным конфигурациям (формам) сосуда. В-третьих, продемонстрировать способность метода регистрировать начало процессов свертывания в сосуде, испытывающем смещения. Решение указанных задач позволит оценить применимость ультразвуковых методов для устойчивого получения данных об агрегатном состоянии крови в сосуде вне зависимости от его смещений.

Для выполнения задач исследования был собран и отложен оригинальный экспериментальный стенд, схематически представленный на рис. 1. Пецистальтический насос обеспечивал движение жидкости с трассирующими частицами в замкнутом контуре силиконовых трубок с заданными гидродинамическими параметрами (скорость 30 см/с (240 мл/мин), $Re \sim 1200$, напряжение сдвига 6 дин/см²).

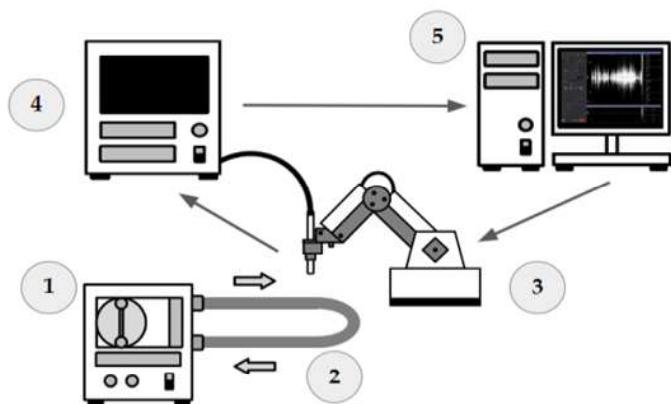


Рис. 1. Принципиальная схема экспериментального стенда:
1 — перистальтический насос (Heidolph 5001); 2 — замкнутый контур гемосвместимых силиконовых и изготовленных из ПВХ трубок (Медсил); 3 — роботизированный манипулятор (Dobot Magician); 4 — ультразвуковой допплеровский сканер (Сономед 300); 5 — компьютер

В качестве трассеров были выбраны частицы растительного происхождения (молотые зерна перца черного, лат. *Piper nigrum*). Не менее 80 % всех трассирующих частиц находились в диапазоне размеров от 45 до 95 микрометров, 18 % частиц имели размер менее 45 микрометров [17]. Ультразвуковая волна в потоке жидкости имела длину 500 мкм. Размер выбранных трассирующих частиц был вполне достаточен для надежной регистрации характеристик кровотока допплеровскими методами.

Объем системы составлял 20 мл, диаметры трубок соответствовали диаметрам некоторых крупных артерий человека — 4 мм. Ультразвуковой датчик был закреплен на роботизированном манипуляторе Dobot magician с тремя степенями свободы, который поддерживал заданное положение датчика с точностью до десятых долей миллиметра [18]. Ультразвуковой сканер Сономед-300 передавал УЗ-сигнал датчика на компьютер, где коммерческое программное обеспечение «Сономед-350» отображало на экране компьютера допплерограмму [19]. Снимки с экрана обрабатывались специально разработанным оригинальным программным обеспечением. Интенсивность сигнала определялась по суммарной яркости всех пикселей из области изображения, содержащей допплерограмму. Диапазон яркости каждого пикселя варьировался от 0 до 255.

В основу разрабатываемой методики легла концепция «патча» — согласованного массива одинаковых ультразвуковых допплеровских датчиков, накрывающего область заданного размера, содержащую исследуемый сосуд. Данные одновременно снимались со всего «патча», после чего из массива программно выделялись те датчики, которые лучше всего акцентировали исследуемый сосуд. В настоящей работе патч эмулировался за счет перемещения одного ультразвукового датчика в пространстве по узлам заранее заданной координатной сетки. Сигнал последовательного снимался в каждом из узлов, результаты измерений записывались. После прохода по всем узлам «патча» (завершение такта измерения) место положения сосуда или изменение его формы фиксировалось. Затем начинался следующий тakt измерений.

На рис. 2 представлен «патч», состоящий из 21 датчика: 3 ряда по 7 датчиков каждый. Центры датчиков обозначены красными точками. Область измерения каждого датчика обозначена красным кругом, диаметр области измерения 4 миллиметра. Расстояние между центрами датчиков составляло 3 мм. «Патч» по размерам не превышал 12 мм на 22 мм. Для улучшения качества изображения было решено включить в схему «виртуальные» узлы. Значение сигнала в них получалось усреднением сигнала от соседних, реальных узлов, в которых производилось измерение. Такие виртуальные датчики обеспечивали дополнительные пиксели на изображении и позволяли более точно и гладко отобразить сосуд. Центры виртуальных датчиков отмечены на схеме зелеными точками.

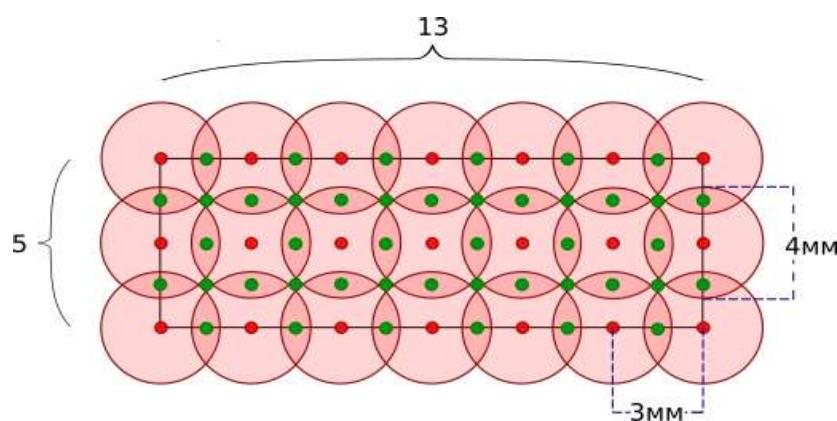


Рис. 2. Принципиальная схема «патча» ультразвуковых датчиков. Центры датчиков обозначены красными точками. Область измерения каждого датчика обозначена красным кругом. Центры «виртуальных» датчиков, значение сигнала в которых получается усреднением (среднее арифметическое) сигнала от соседних, реальных, в которых производилось измерение, отмечены на изображении зелеными точками

В ходе тестовых испытаний были использованы «патчи» увеличенного размера. В них входили 30 рядов по 30 узлов, в которых производились измерения. В результате была получена сетка 59 на 59 узлов после учета «виртуальных датчиков». Таким образом, полученное изображение содержало 3481 пиксель. Сопоставление фотографий и восстановленных изображений меняющей форму s-образной сосудистой конфигурации представлено на рис. 3. На рис. 4 и 5 представлено сопоставление фотографий и восстановленных изображений других сосудистых конфигураций — X-образной и бифуркации соответственно.

На полученных таким образом изображениях при помощи разработанного программного обеспечения выделялась средняя линия модельного сосуда. На рис. 6 представлены основные шаги алгоритма выделения средней линии сосуда. Сначала производилось пороговое преобразование с величиной порога 40 % от максимальной яркости, или **бинаризация** изображения, затем средствами стандартной библиотеки scikit-image [20] производилась скелетизация изображения сосудов.

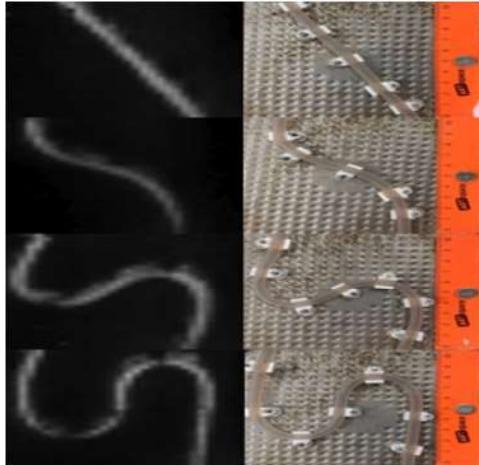


Рис. 3. Сопоставление фотографии меняющей форму s-образной конфигурации сосуда (справа) и ее восстановленных изображения (слева)

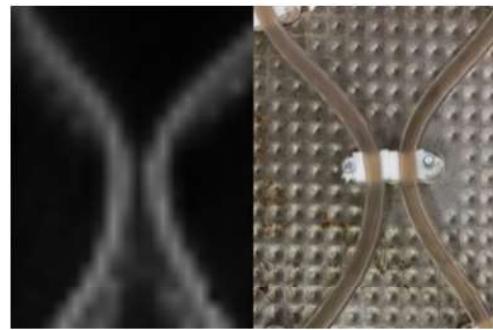


Рис. 4. Сопоставление фотографии x-образной сосудистой конфигурации (справа) и ее восстановленных изображения (слева)

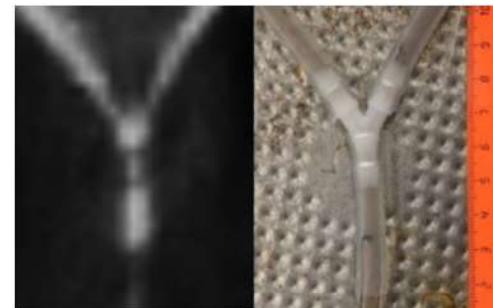


Рис. 5. Сопоставление фотографии бифуркации модельного сосуда (справа) и ее восстановленных изображения (слева)

В ходе дальнейших расчетов использовались показания только тех датчиков «патча», которые находились ближе всего к оси сосуда. Эти датчики выделялись путем сопоставления координат узла сетки и соответствующего пикселя на скелетизированном изображении, как показано рис. 7. Среднее от полученных значений принималось за уровень отраженного потоком жидкости сигнала на каждом такте измерений:

$$I = \frac{\sum I_k}{N}. \quad (1)$$

Была проведена оценка величины системной ошибки метода [21]. В диапазоне масс трассирующих частиц в системе 5,1–165,1 мг, системная ошибка не превышала 1,6 %. Для оценки рабочности алгоритма была проведена серия опытов. Снималась серия патчей на различных участках s-образной конфигурации модельного сосуда. Количество отражающих частиц в системе и условия потока в ней оставались неизменными. Средняя скорость потока составляла 30 см/с. Стандартное отклонение составило не более 1,4 %, что не превышало системной ошибки измерения.

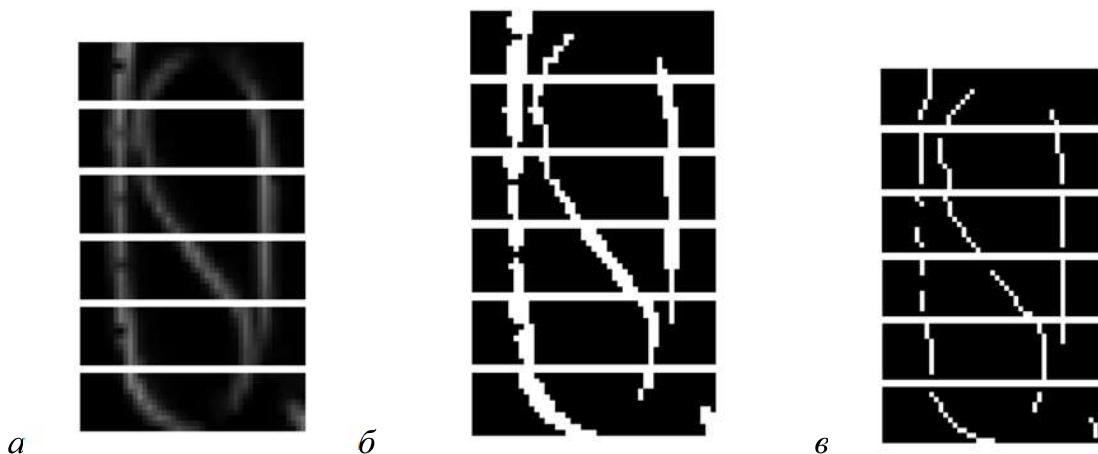


Рис. 6. Алгоритм нахождения средней линии сосуда:

- а — получение восстановленного изображения по ультразвуковым допплеровским данным;
б — пороговое преобразование с порогом 40 % от максимальной яркости (бинаризация);
в — получение скелетизированного изображения методами библиотеки scikit-image

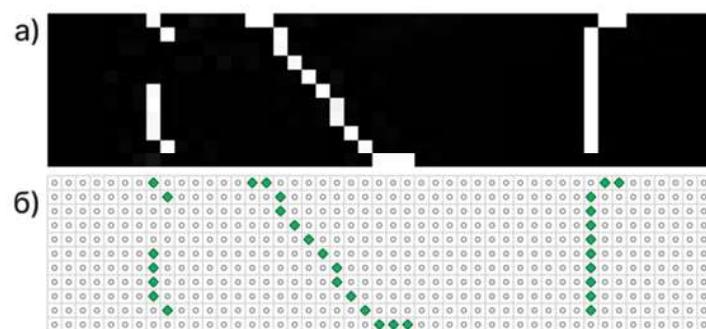


Рис. 7. Процедура выделения датчиков, находящихся над осью сосуда при помощи скелетизированного изображения:

- а — скелетизированное изображение; б — схема «патча», где зеленым обозначены выбранные датчики

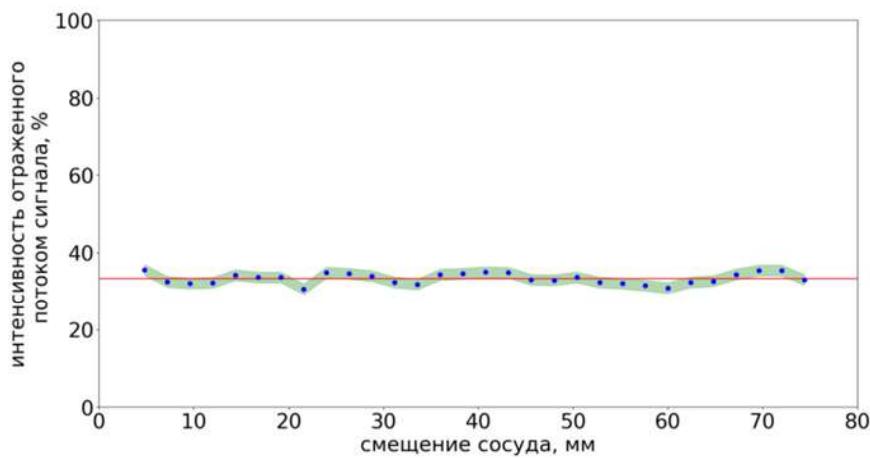


Рис. 8. Интенсивность отраженного потоком сигнала в процентах от максимальной в зависимости от смещения расположения «патча» по s-образной конфигурации сосуда. Системная ошибка измерения не превышала 1,6 %

Как известно, в реальных случаях развитие процессов свертывания приводит к резкому увеличению числа отражающих частиц в потоке крови [5]. В рамках настоящей работы свертывание крови моделировалось за счет увеличения числа отражателей в системе между измерениями. Предварительные эксперименты показали наличие логарифмической зависимости между массой трассирующих в системе частиц и интенсивностью отраженного потока сигнала (рис. 9). Наличие такой зависимости, предположительно, связано с особенностями построения допплерограммы программным обеспечением сканера.

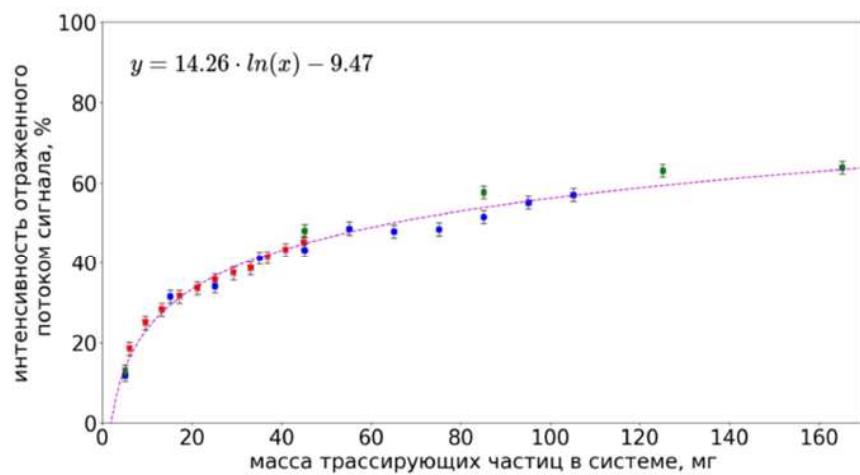


Рис. 10. Зависимость интенсивности отраженного потоком сигнала от массы трассирующих частиц в системе

На сегодняшний день не остается сомнений, что непрерывный допплеровский мониторинг образования микросгустков в текущей крови в принципе возможен [5, 12]. Традиционно допплеровские методы применяются для измерения параметров течения крови, в том числе и в реальном времени [16], однако вопросы их применимости для контроля смены агрегатного состояния крови *in vivo* до настоящего времени оставались недостаточно изученными [12].

Полученные в настоящей работе результаты свидетельствуют о том, что ультразвуковые допплеровские методы принципиально позволяют детектировать среднюю линию сосуда в ходе смещений, аналогичных тем, которые вызываются естественными движениями тела. При этом отслеживание происходит автоматически, без участия человека-оператора, что позволяет исключить «человеческий фактор». Помимо отслеживания смещения центральной линии сосуда использование допплеровских ультразвуковых методов открывает возможность параллельно регистрировать изменение агрегатного состояния крови в целевом сосуде.

В связи с тем, что тромболитические процедуры стали рутинными в клинической практике [8], а так же тем, что вошли в обиход разнообразные системы автоматической инъекции препаратов в организм, в частности, инсулиновые помпы [22], стало понятно, что сочетание этих методов должно произойти в ближайшем будущем. Объединение предложенной методики слежения за целевым сосудом вместе с методикой регистрации начала процессов свертывания в потоке крови и автоматической системой инъекции растворяющих тромбы препаратов позволит близко подойти к созданию реально работающего прототипа нового класса носимых устройств коррекции гемостаза [23].

При этом ввод фибринолитического препарата может осуществляться в ответ на регистрацию самых ранних этапов свертывания крови в сосуде, в режиме реального времени. Такой подход может позволить купировать такие острые состояния, как 1-ю гиперкоагуляционную fazу синдрома диссеминированного внутрисосудистого свертывания, и значительно повысить шансы пациентов на выживание [24–26].

Вопрос о применимости полученных в данной работе результатов применительно к процессам в организме человека потребует дальнейших лабораторных и клинических испытаний, однако авторы работы не сомневаются, что устройства для автоматической коррекции гемостаза могут быть созданы в самое ближайшее время. На пути их создания уже не остается принципиальных преград. Есть уверенность, что после проведения надлежащих биологических испытаний на животных такие устройства найдут широкое применение в медицине.

Авторы благодарят сотрудников лаборатории математического моделирования биологических процессов за плодотворные дискуссии.

Литература

- [1] Балуда В.П., Балуда М.В., Деянов И.И., Тлепшуков И.К. Физиология системы гемостаза: пособие для студентов и слушателей институтов усовершенствования врачей. Москва, 1995, 250 с.
- [2] Savla S.R., Prabhavalkar K.S., Bhatt L.K. Cytokine storm associated coagulation complications in COVID-19 patients: Pathogenesis and Management. Expert Rev. Anti. Infect. Ther., 2021, vol. 19, no. 11, pp. 1397–1413. <https://doi.org/10.1080/14787210.2021.1915129>
- [3] Sutanto H., Soegiarto G. Risk of Thrombosis during and after a SARS-CoV-2 Infection: Pathogenesis, Diagnostic Approach, and Management. Hematol. Rep., 2023, vol. 15, no. 2, pp. 225–243. <https://doi.org/10.3390/hematolrep15020024>
- [4] Falati S., Gross P., Merrill-Skoloff G., Furie B.C., Furie B. Real-time in vivo imaging of platelets, tissue factor and fibrin during arterial thrombus formation in the mouse. Nat. Med., 2002, vol. 8, no. 10, pp. 1175–1180. <https://doi.org/10.1038/nm782>
- [5] Uzlova S.G., Guria K.G., Guria G.T. Acoustic determination of early stages of intravascular blood coagulation. Philos. Trans. A Math. Phys. Eng. Sci., 2008, vol. 366, no. 1880, pp. 3649–3661. <https://doi.org/10.1098/rsta.2008.0109>
- [6] Гурия Г.Т. Как теоретическая физика трактует явление свертывания крови. Коммерсантъ Наука, 2011, № 9, с. 54–57.
- [7] Guria K.G., Gagarina A.R., Guria G.T. Instabilities in fibrinolytic regulatory system. Theoretical analysis of blow-up phenomena. J. Theor. Biol., 2012, vol. 304, pp. 27–38. <https://doi.org/10.1016/j.jtbi.2012.03.031>
- [8] Meretoja A., Keshtkar M., Saver J. L., Tatlisumak T., Parsons M. W., Kaste M., Davis S.M., Donnan G.A., Churilov L. Stroke thrombolysis: save a minute, save a day. Stroke., 2014, vol. 45, no. 4, pp. 1053–1058. <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.113.002910>
- [9] Ивлев Д.А., Джумаева Ш.Н., Гурия К.Г., Узлова С.Г., Гурия Г.Т. Влияние фактора XIII на устойчивость фибриновых сгустков к лизису *in vitro* в условиях интенсивной гемодинамики. Тромбоз, гемостаз и реология, 2017, № 1 (69), с. 60–69.
- [10] Barnett S.B., Ter Haar G.R., Ziskin M.C., Rott H.D., Duck F.A., Maeda K. International recommendations and guidelines for the safe use of diagnostic ultrasound in medicine. Ultrasound Med. Biol., 2000, vol. 26, no. 3, pp. 355–366. [https://doi.org/10.1016/S0301-5629\(00\)00204-0](https://doi.org/10.1016/S0301-5629(00)00204-0)
- [11] Ивлев Д.А., Ширинли Ш.Н., Узлова С.Г., Гурия К.Г. Ультразвуковой мониторинг процессов свертывания и фибринолиза в интенсивных потоках крови. Биофизика, 2018, т. 63, № 4, с. 803–811. <https://doi.org/10.1134/S0006302918040178>
- [12] Ivlev D.A., Shirinli S.N., Guria K.G., Uzlova S.G., Guria G.T. Control of fibrinolytic drug injection via real-time ultrasonic monitoring of blood coagulation. PLoS One, 2019, vol. 14, no. 2, pp. 1–17. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0211646>
- [13] Wang C., Chen X., Wang L., Makihata M., Liu H. C., Zhou T., Zhao X. Bioadhesive ultrasound for long-term continuous imaging of diverse organs. Science, 2022, vol. 377, no. 6605, pp. 517–523. <https://doi.org/10.1126/science.abo2542>
- [14] Lin M., Zhang Z., Gao X., Bian Y., Wu R. S. et al. A fully integrated wearable ultrasound system to monitor deep tissues in moving subjects. Nat. Biotechnol., 2024, vol. 42, pp. 448–457. <https://doi.org/10.1038/s41587-023-01800-0>
- [15] Wang F., Jin P., Feng Y., Fu J., Wang P. et al. Flexible Doppler ultrasound device for the monitoring of blood flow velocity. Sci. Adv., 2021, vol. 7, no. 44, pp. 1–10. <https://doi.org/10.1126/sciadv.abi9283>
- [16] Kenny J.-É.S., Munding C.E., Eibl J.K., Eibl A.M., Long B.F. et al. A novel, hands-free ultrasound patch for continuous monitoring of quantitative Doppler in the carotid artery. Sci. Rep., 2021, vol. 11, no. 1, pp. 1–11. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-87116-y>
- [17] Блинникова О.М. Товароведение и экспертиза вкусовых товаров. Мичуринск, МичГАУ, 2007, 234 с.

- [18] Tsai P-S, Wu T-F, Chen J-Y, Lee F-H. Drawing system with dobot magician manipulator based on image processing. *Machines*, 2021, vol. 9, no. 12, p. 302.
<https://doi.org/10.3390/machines9120302>
- [19] Рожков В. П., Николаев И. В., Сороко С. И. Сравнительная оценка показателей гемодинамики мозга у детей школьного возраста, проживающих на Дальневосточном и Европейском Севере. Российский физиологический журнал им. И.М. Сеченова, 2011, т. 97, № 10, с. 1113–1133.
- [20] Van der Walt S., Schönberger J.L., Nunez-Iglesias J., Boulogne F., Warner et al. Scikit-image: image processing in Python. *Peer J*, 2014, vol. 2, pp. 1–18. <https://doi.org/10.7717/peerj.453>
- [21] ГОСТ Р 8.736–2011. Государственная система обеспечения единства измерений. Измерения прямые многократные. Методы обработки результатов измерений. Основные положения. Москва, Стандартинформ, 2013, 19 с.
- [22] Mazzotta F.A., Rizzi A., Tartaglione L., Leo M. L., Cristallo F. et al. The development and evolution of insulin pumps: from early beginnings to future prospects. *Minerva Endocrinol*, 2023. <https://doi.org/10.23736/s2724-6507.23.04030-7>
- [23] Pushin D.M., Salikhova T.Y., Biryukova L.S., Guria G.T. Loss of stability of the blood liquid state and assessment of shear-Induced thrombosis risk. *Radiophys. Quantum Electron.*, 2021, vol. 63, no. 9, pp. 804–825. <https://doi.org/10.1007/s11141-021-10097-5>
- [24] Баркаган З.С. Геморрагические заболевания и синдромы. Москва, Медицина, 1988, 528 с.
- [25] Воробьев А.И., Городецкий В.М., Шулутко Е.М., Васильев С.А. Острая массивная кровопотеря. Москва, ГЭОТАР-Мед, 2001, 175 с.
- [26] Levi M., Scully M. How I treat disseminated intravascular coagulation. *Blood, The Journal of the American Society of Hematology*, 2018, vol. 131, no 8, pp. 845–854.
<https://doi.org/10.1182/blood-2017-10-804096>

УДК 573.6

ББК 30.16

Б63

Издание доступно в электронном виде по адресу
<https://press.bmstu.ru/catalog/item/8308/>

Рецензенты:

В.А. Лекторский, академик РАН, академик РАО, доктор философских наук, профессор;
В.А. Глазунов, доктор технических наук, доктор философских наук, профессор

Под редакцией *А.П. Карпенко*,
доктора физико-математических наук, профессора

Члены редколлегии:

В.К. Балтын, Ю.Т. Каганов, С.В. Рубцов

Б63 **Бионика – 2023** : III Международная научно-практическая конференция (Москва, 1–3 ноября 2023 года) : материалы конференции / Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана (национальный исследовательский университет)». — Москва : Издательство МГТУ им. Н. Э. Баумана, 2024. — 404 с. : ил.

ISBN 978-5-7038-6408-1

Сборник включает статьи, подготовленные на основе докладов, представленных на III Международной научно-практической конференции «Бионика-2023». Статьи отражают результаты научных исследований с использованием бионических методов и подходов в таких областях, как бионика теоретическая (математическая), бионика биологическая (бионика биологических прототипов), бионика экологическая (бионика экологических технологий), бионика гуманитарная (бионика социально-гуманитарных технологий), бионика техническая (бионика инженерных технологий). Представленные в сборнике материалы посвящены бионической проблематике в жизни современного общества, раскрывают широкое многообразие бионических методов в таких областях научного знания, как биомеханика, биофизика, биохимия, биоинформатика и другие междисциплинарные научные специальности с приставкой «био».

Издание рассчитано на широкий круг работников органов управления образования, науки, промышленности, труда и занятости, руководителей промышленных предприятий и организаций, научных и образовательных учреждений, исследователей в области бионики.

УДК 573.6

ББК 30.16

Изданется в авторской редакции.

© МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2024

© Оформление. Издательство
МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2024

ISBN 978-5-7038-6408-1

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования
«Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана
(национальный исследовательский университет)»

БИОНИКА – 2023

III Международная
научно-практическая конференция
(Москва, 1–3 ноября 2023 года)

Материалы конференции



Москва
ИЗДАТЕЛЬСТВО
МГТУ им. Н.Э. Баумана
2024