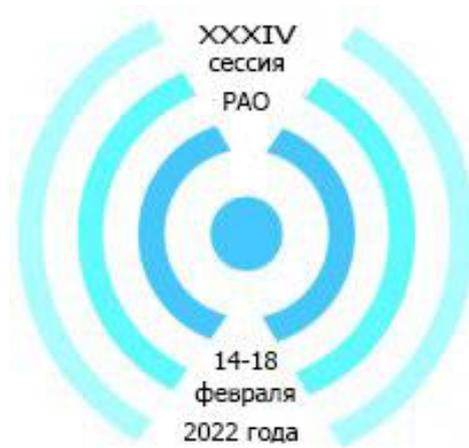


# **СБОРНИК ТРУДОВ**



## **XXXIV сессии**

**Российского акустического  
общества**

**14-18 февраля 2022, Москва**

## Организаторы



Общественная организация  
«Российское акустическое общество»



АО «Акустический институт  
имени академика Н.Н. Андреева»

## Спонсоры

Финансовую поддержку конференции оказали:



Генеральный спонсор:  
Акционерное общество «Акустический  
институт имени академика Н.Н.Андреева»



Спонсор:  
Группа компаний «Акустик Групп»

©Российское акустическое общество

©АО «АКИН»

DOI:10.34756/GEOS.2021.17.38058

## ПРОГРАММНЫЙ КОМИТЕТ

*Акуличев Виктор Анатольевич* – сопредседатель, академик РАН, ТОИ ДВО РАН  
*Гладилин Алексей Викторович* – сопредседатель, д.т.н., директор АО «АКИН»  
*Егеров Сергей Викторович* – сопредседатель, д.ф.-м.н., АО «АКИН»  
*Максимов Герман Адольфович* – зам председателя, д.ф.-м.н., АО «АКИН»  
*Миронов Михаил Арсеньевич* – сопредседатель, к.ф.-м.н., АО «АКИН»

## ЧЛЕНЫ ПРОГРАММНОГО КОМИТЕТА

*Гурбатов Сергей Николаевич* (ННГУ, Нижний Новгород)  
*Балакий Владимир Иванович* (МГУ, Москва)  
*Бибиков Николай Григорьевич* (АКИН, Москва)  
*Бобровницкий Юрий Иванович* (ИМАШ РАН, Москва)  
*Буланов Владимир Алексеевич* (ТОИ ДВО РАН, Владивосток)  
*Вировлянский Анатолий Львович* (ИПФ РАН, Нижний Новгород)  
*Вознесенский Александр Сергеевич* (ГИ НИТУ МИСиС, Москва)  
*Диденкулов Игорь Николаевич* (ИПФ РАН, Нижний Новгород)  
*Ерофеев Владимир Иванович* (ИПМ РАН, Нижний Новгород)  
*Кедринский Валерий Кириллович* (ИГЛ СО РАН, Новосибирск)  
*Копьев Виктор Феликсович* (ЦАГИ, Москва)  
*Кузнецова Ирен Евгеньевна* (ИРЭ РАН, Москва)  
*Куличков Сергей Николаевич* (ИФА РАН, Москва)  
*Лучинин Александр Григорьевич* (ИПФ РАН, Нижний Новгород)  
*Ляксо Елена Евгеньевна* (СПбГУ, Санкт-Петербург)  
*Малеханов Александр Игоревич* (ИПФ РАН, Нижний Новгород)  
*Петников Валерий Георгиевич* (ИОФ РАН, Москва)  
*Потапова Родмонга Кондратьевна* (МГЛУ, Москва)  
*Савицкий Олег Анатольевич* (АКИН, Москва)  
*Сапожников Олег Анатольевич* (МГУ, Москва)  
*Серебряный Андрей Нинелович* (АКИН, ИО РАН, Москва)  
*Тарасов Сергей Павлович* (ТРТУ ЮФУ, Таганрог)  
*Томилина Татьяна Михайловна* (ИМАШ РАН, Москва)  
*Цукерников Илья Евсеевич* (НИИСФ РААСН, Москва)  
*Чижов Виталий Юрьевич* (ФГУП КГНЦ, Санкт-Петербург)

## ОРГАНИЗАЦИОННЫЙ КОМИТЕТ

*Максимов Герман Адольфович* (АКИН) – председатель  
*Юдина Елена Васильевна* (РАО, АКИН) – зам. председателя  
*Воропаев Василий Владимирович* (АКИН)  
*Григорьев Альберт Генрихович* (АКИН)  
*Корольков Захар Александрович* (АКИН)  
*Ларичев Владимир Андреевич* (АКИН)  
*Лесонен Дмитрий Николаевич* (АКИН)  
*Тукенов Данияр Султанбекович* (АКИН)

**УДК 534**  
**ISBN 978-5-89118-849-5**  
**DOI: 10.34756/GEOS.2021.17.38058**

Сборник Трудов XXXIV сессии Российского акустического общества. – М., ГЕОС, 2022, 1236 с.

Всероссийская научная конференция «XXXIV сессия Российского акустического общества» с успехом состоялась в Москве в феврале 2022 года. На конференции были рассмотрены современные проблемы развития акустики, в частности в области физической акустики, нелинейной акустики, оптоакустика, акустики океана, геоакустики, акустических метаматериалов, архитектурной и строительной акустики, медицинской, атмосферной акустики, биоакустики, в акустике речи, ультразвуковых исследований, при распространении и дифракции волн, шумов и вибраций, а также акустические измерения и их стандартизация. В научную программу конференции были включены более 170 докладов и приняли участие более 140 ученых, которые представили свои доклады во всех областях акустики. В конференции приняли участие ученые и специалисты из более 40 научных учреждений, предприятий и университетов из более чем 15 городов России и Беларуси, соавторами докладов были ученые из Абхазии, Великобритании, США, Израиля.

Всероссийская научная конференция «XXXIV сессия Российского акустического общества» проходила в Москве, Акционерном обществе «Акустический институт имени Академика Н.Н. Андреева», в одном из ведущих научных институтов страны в области акустики и ее приложений.

Представленные в докладах результаты относятся как к фундаментальным, так и к прикладным исследованиям и техническим разработкам, связаны с развитием акустических технологий. Многие доклады представлены на конференции как ведущими российскими специалистами, так и значительная часть результатов получена с участием молодых ученых, около 60 докладов представлено на конференции молодыми специалистами и аспирантами. Активное участие научной молодежи в конференции указывает на перспективы дальнейшего развития представленных исследований и разработок.

В настоящий сборник трудов конференции включены 171 доклад, из них 7 пленарных. Разнообразие тематики и высокий научный уровень представленных материалов свидетельствуют о том, что работы отечественных специалистов в области акустики развиваются весьма успешно и по многим из направлений они сохраняют передовые позиции.

Материалы настоящего сборника будут полезны как для начинающих ученых, аспирантов и студентов соответствующих специальностей обучения, так и для широкого круга специалистов в области акустики и ее приложений.

**Упругие свойства модели человеческой гематомы и ее восприимчивость к  
ликвидации импульсным фокусированным ультразвуком**

Е.М. Пономарчук<sup>1,a</sup>, П.Б. Росницкий<sup>1</sup>, С.А. Цысарь<sup>1</sup>, Т.Д. Хохлова<sup>2</sup>, М.М. Карзова<sup>1</sup>,  
А.В. Тюрина<sup>1</sup>, К.Д. Туманова<sup>1</sup>, А.В. Кадрев<sup>3</sup>, С.В. Буравков<sup>4</sup>, П.Е. Трахтман<sup>5</sup>,  
Н.Н. Старостин<sup>5</sup>, О.А. Сапожников<sup>1</sup>, В.А. Хохлова<sup>1</sup>

<sup>1)</sup>Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова, физический факультет. Россия, 119991, Москва, Ленинские горы, 1, стр. 2.

<sup>2)</sup>Департамент гастроэнтерологии, Медицинская школа, университет штата Вашингтон. США, WA 98195, Сиэтл, 1959 NE Pacific St.

<sup>3)</sup>Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова, Медицинский научно-образовательный центр. Россия, 119192, Москва, Ломоносовский пр-т, 27 к. 10

<sup>4)</sup>Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова, факультет фундаментальной медицины. Россия, 119192, Москва, Ломоносовский пр-т, 27 к. 1

<sup>5)</sup>Национальный медицинский исследовательский центр детской гематологии, онкологии и иммунологии имени Дмитрия Рогачева. Россия, 119571, Москва, Ленинский пр-т, 117 к. 2

E-mail: [msu.ekaterina.ponomarchuk@gmail.com](mailto:msu.ekaterina.ponomarchuk@gmail.com)

Методом эластографии сдвиговой волной исследован процесс коагуляции человеческой крови при различных температурах и восприимчивость получаемых сгустков как модели объемных гематом к ликвидации методом гистотрипсии. Показано, что момент начала коагуляции, с которого возможно измерение модуля сдвига, наступает раньше при увеличении температуры крови. В процессе коагуляции величина модуля сдвига увеличивается до предельного значения и сохраняется в течение 8 дней хранения. По мере хранения, клетки крови претерпевают эхиноцитоз, ультраструктура фибриновой сети остается неизменной, однако наблюдается уменьшение размеров разрушений, получаемых при фиксированных протоколах гистотрипсии. Таким образом, показано, что величина модуля сдвига не полностью определяет восприимчивость гематомы к механическому разрушению методом гистотрипсии.

*Ключевые слова:* эластография сдвиговой волной, мощный фокусированный ультразвук, неинвазивная хирургия, гистотрипсия, гематома

УДК: 534.7

PACS: 43.35.Wa Medical uses of ultrasound.

DOI:10.34756/GEOS.2021.17.38178

## Введение

Использование мощных фокусированных акустических пучков обладает значительным потенциалом в области неинвазивной хирургии [1]. Недавно был предложен метод гистотрипсии, заключающийся в механическом разрушении целевого объема биоткани путем фокусировки на нем повторяющихся высокоамплитудных ультразвуковых (УЗ) импульсов [2]. Нелинейное искажение исходно гармонического профиля волны приводит к образованию ударных фронтов в фокальной области пучка, что может вызывать различные биоэффекты. В рамках метода гистотрипсии с кипением (ГК) было предложено использование миллисекундных УЗ импульсов, поглощение энергии которых в фокусе вызывает локальное вскипание ткани и ее атомизацию при взаимодействии ударных фронтов с образующимися паро-газовыми полостями [3]. К развивающимся клиническим применениям методов ГК относятся, например, лечение опухолей, абсцессов, а также неинвазивное разжижение объемных гематом человека для последующей малоинвазивной аспирации содержимого тонкой иглой [3–5].

Недавние исследования уже показали, что различные биоткани проявляют различную устойчивость к УЗ механическому воздействию, что во многом определяется их упругими свойствами [6–7]. В работе рассматривается такое воздействие на модель объемной гематомы из коагулированной крови человека. Целью исследования является изучение восприимчивости объемных гематом человека к их механическому разрушению методом ГК в зависимости от величины модуля сдвига и ультраструктуры по мере их естественного старения *in vitro*.

## 1 Материалы и методы

В качестве моделей гематом *in vitro* использовались сгустки человеческой крови четырех здоровых доноров-добровольцев, предоставленной НМИЦ ДГОИ им. Д. Рогачева с антикоагулянтом ЦФД в соответствии с протоколом локального этического комитета (Правилами заготовки, хранения, транспортировки и клинического использования донорской крови и ее компонентов). Кровь разливалась по 200 мл в полипропиленовые контейнеры с диаметром основания 8 см (N=8 образцов) и коагулировалась путем добавления 10% раствора хлорида кальция в соотношении 1:40 к объему крови при различных температурах, контролируемых термометром в пределах 6–10°C (N=1), 17–22°C (N=1) и 36–38°C (N=6).

Модуль сдвига образцов человеческой крови измерялся методом эластографии сдвиговой волной (ЭСВ) в процессе коагуляции в течение 150 минут после добавления

коагулянта, и затем один раз в сутки до 8 дней хранения. Измерения осуществлялись с помощью УЗ-сканера Aixplorer (Supersonic Imagine) и линейного датчика SL15-4. Для этого кровь наливалась в полипропиленовый контейнер на резиновую подложку-поглотитель толщиной  $\sim 4$  см. Датчик в полиэтиленовом чехле размещался на поверхности либо жидкой крови (Рис. 1а), либо получившегося сгустка (Рис. 1б). Распределение модуля сдвига в образце при коагуляции наблюдалось в области  $\sim 17 \times 23$  мм, внутри которой на участках с однородной структурой каждые 1–5 минут в течение первого часа и затем каждые 5–10 минут до конца наблюдений проводились три измерения вдоль одной вертикали на глубинах 0.8–2.1 см в круглых областях диаметром 3 мм (Рис. 1в). Далее образцы хранились при  $2^\circ\text{C}$  для аналогичных ежедневных измерений в течение 8 суток хранения.

После окончания ЭСВ-измерений модуля сдвига крови в процессе коагуляции, производился забор содержимого получившегося сгустка иглой 18G и подготовка забранных образцов к сканирующей электронной микроскопии (СЭМ) [8]. Исследование образцов проводилось на микроскопе CAMSCAN Series 4. Аналогичная процедура забора содержимого повторялась ежедневно в течение 8 суток хранения для каждого образца после измерения его модуля сдвига.

Для реализации разрушений в гематомах методом гистотрипсии антикоагулированная человеческая кровь других четырех доноров разливалась по полипропиленовым контейнерам формы параллелепипеда: по 50 мл для облучения в день коагуляции и по 175–200 мл для облучения через 5 и 10 суток хранения в коагулированном виде. Перед коагуляцией определялась плотность крови в жидком виде. Затем все образцы коагулировались добавлением 10% раствора хлорида кальция в термостате при  $37^\circ\text{C}$  в течение 1 часа. Образцы, предназначенные для облучения в день коагуляции, отделялись от выделившейся плазмы. Объем и вес плазмы и ретрагированных образцов измерялись для расчета их плотностей и степени ретракции

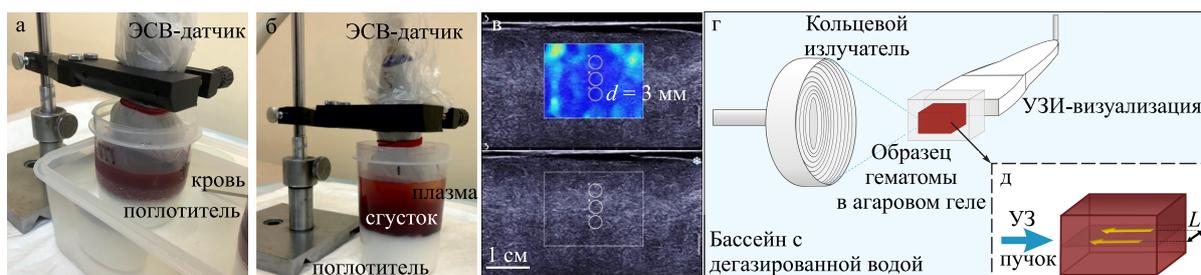


Рис. 1. (а–б) Фотографии экспериментальной установки для измерения модуля сдвига (а) человеческой крови в процессе коагуляции и (б) человеческих гематом в процессе их хранения; (в) Снимок с аппарата Aixplorer в процессе измерения сдвигового модуля гематом; (г) Схема экспериментальной установки по получению разрушений в гематомах методом гистотрипсии; (д) Геометрия электронного перемещения фокуса в гематоме.

сгустка, т.е. уменьшения объема гематомы за счет выделения плазмы. Затем сгустки заключались в 6% агаровый гель и погружались в бассейн с дегазированной водой для облучения методом гистотрипсии. Образцы, предназначенные для облучения на 5 и 10 сутки ретракции, хранились при 2°C и в день облучения подвергались аналогичной процедуре определения их плотности, степени ретракции и подготовки к облучению.

Образцы гематом облучались с помощью ультразвуковой фазированной решетки с 12 кольцами, с расстоянием 0.5 мм между кольцами, апертурой 100 мм, радиусом кривизны 80 мм, радиусом внутреннего отверстия 20 мм и рабочей частотой 2 МГц (Рис. 1з). Процесс воздействия контролировался в реальном времени с помощью УЗ-сканера Verasonics V1 (Redmond, WA, USA) и датчика L7-4. Длительность импульсов при ГК составляла 2.5 мс, а коэффициент заполнения – 1%. С помощью метода дирейтинга [9] и моделирования УЗ поля в воде в программе «HIFU beam» (<http://limu.msu.ru/node/3546?language=ru>) были оценены пиковые давления *in situ*:  $P_{+}/P_{-} = 184/-27$  МПа. Перед получением каждого разрушения в сгустке определялось пороговое значение напряжения питания излучателя, необходимого для реализации разрушения, путем постепенного увеличения величины напряжения до момента появления участка повышенной эхогенности на УЗ-изображении, свидетельствующего об образовании пузырей в гематоме. Отдельные разрушения (Рис. 1д) осуществлялись на расстоянии  $L = 13$  мм друг от друга путем электронного перемещения фокуса на 6 мм в сторону излучателя от точки, расположенной на 2 мм дальше центра его кривизны.

## 2 Результаты и обсуждение

При жидком состоянии крови сдвиговый модуль практически равен нулю и неизмерим ЭСВ-системой; измерения становятся возможны через промежуток времени после добавления коагулянта, называемый здесь временем начала коагуляции. Коагуляция начинается позже при более низкой температуре крови: при 6–10°C время начала коагуляции составляло 113 мин, при 17–22°C – 45 мин, а при 36–38 °C – 24–30 мин. Качественно, по мере коагуляции жесткость образцов сначала однородно низкая, затем величина сдвигового модуля достигает максимума, а к окончанию наблюдений сгусток становится в среднем менее жестким и менее однородным. Количественное измерение значений модуля сдвига в наиболее однородных участках образцов в процессе коагуляции показало, что значение сдвигового модуля достигало стационарного значения  $0.53 \pm 0.17$  кПа (среднее по всем образцам) за 20–25 мин после начала коагуляции при температуре 36–38 °C и сохранялось неизменным до конца наблюдений.

Методом ЭСВ было показано отсутствие значительных изменений карты распределения жесткости (Рис. 2а–б) в течение 8 суток хранения и сохранение значения модуля сдвига, измеренного в день коагуляции, с незначительными изменениями в пределах статистической погрешности (Рис. 2л). Ультраструктурный анализ содержимого гематом показал значительные морфологические изменения эритроцитов (эхиноцитоз) и отсутствие заметных изменений структуры фибриновой сети (Рис. 2в–г).

Спустя 5 и 10 суток хранения плотность гематом, усредненная по всем образцам, увеличивается незначительно (на 2% и 5%, соответственно), средняя плотность плазмы также незначительно растет (на 1% и 1.7%). Средняя степень ретракции же заметно увеличивается за 5 суток хранения (на 16%), а с 5 по 10 день растет только на 2%.

По мере естественного старения гематом *in vitro* пороговое значение напряжения питания источника, вызывающее ГК-разрушения в гематомах, сохранялось в пределах погрешности. При этом разрушения в сгустках на 5 и 10 сутки хранения получались, соответственно, на 24% и 30% меньше по ширине, чем в день коагуляции (Рис. 2д–к,м).

Таким образом, при неизменном сдвиговом модуле и ультраструктуре фибриновой сети образцов человеческих гематом, разрушения, вызываемые в них методом ГК, оказываются меньше в сгустках большего срока хранения. Это указывает на то, что восприимчивость гематом к механическому разрушению методом ГК определяется не только их модулем сдвига или структурой фибриновых нитей, но, вероятно, может быть связана с биохимическими процессами упрочнения фибрина со временем.

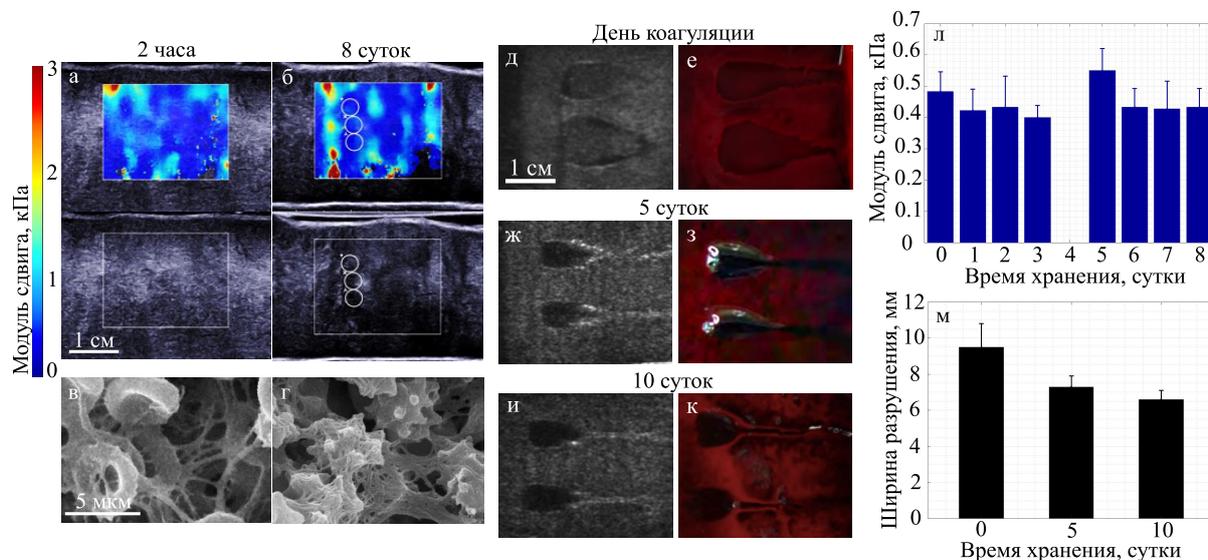


Рис. 2. (а–г) ЭСВ-снимки одного из образцов гематом (а–б) и СЭМ-снимки его содержимого (в–г) спустя 2 часа (а, в) и 8 суток (б, г) после начала коагуляции. Маркерная линия: 1 см (а, б), 5 мкм (в, г). (д–к) Ультразвуковые изображения (д, ж, и) и в разрезе (е, з, к) типичных ГК-разрушений в гематомах в день коагуляции (д, е), спустя 5 (ж, з) и 10 (и, к) суток хранения. Маркерная линия – 1 см. (л) Зависимость среднего по всем образцам гематом сдвигового модуля от их времени хранения. (м) Ширина ГК-разрушений в гематомах в зависимости от срока их хранения.

### Заключение

В работе методами эластографии сдвиговой волной и сканирующей электронной микроскопии были изучены упругие свойства человеческой крови в процессе ее коагуляции, а также свойства полученных объемных гематом и их восприимчивость к разрушению методом гистотрипсии с кипением (ГК). Было показано, что увеличение температуры крови ускоряет начало ее коагуляции. Сдвиговой модуль гематом, рекальцифицированных при 37°C, достигает стационарного значения  $0.53 \pm 0.17$  кПа в среднем за 20–25 минут после начала коагуляции, и затем остается постоянным в течение 8 суток естественного старения гематом. На ультраструктурном уровне, при хранении гематом наблюдается значительный эхиноцитоз, однако структура фибриновых нитей практически не меняется. Объем сгустков крови при этом значительно уменьшается к 5 сутками хранения, вызывая, однако, лишь небольшое увеличение плотности сгустка и выделяющейся плазмы. Изменение восприимчивости ретрагированных гематом к их разрушению методом ГК проявляется в уменьшении размеров разрушений, получаемых в гематомах с большей степенью ретракции. Таким образом, показано, что величина модуля сдвига не полностью определяет восприимчивость гематомы к механическому разрушению методом гистотрипсии. Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ (грант 20-02-00210), FUSF и фонда «Базис» (гранты 20-2-10-10-1 и 20-2-1-83-1).

### Список литературы

1. *Гаврилов Л.П.* Фокусированный ультразвук высокой интенсивности в медицине. Фазис. М., 2013.
2. *Maxwell A., Sapozhnikov O., Bailey M., Crum L.A., Xu Z., Fowlkes B., Cain C., Khokhlova V.A.* // *Acoustics Today*. 2012. **8**, P. 24–37.
3. *Khokhlova V.A., Fowlkes J.B., Roberts W.W., Schade G.R., Xu Z., Khokhlova T.D., Hall T.L., Maxwell A.D., Wang Y.N., Cain C.A.* // *Int. J. Hyperth.* 2015. **31**, P. 145–16
4. *Matula T., Wang Y., Khokhlova T., Leotta D., Kucewicz J., Brayman A., Bruce M., Maxwell A., MacConaghy B., Thomas G., et al.* // *Ultrasound Med. Biol.* 2021. **47**, N 3. P. 603–619.
5. *Khokhlova T.D., Monsky W.L., Haider Y.A., Maxwell A., Wang Y.-N., Matula T.J.* // *Ultrasound Med. Biol.* 2016. **42**, P. 1491–1498.
6. *Simon J.C., Sapozhnikov O.A., Khokhlova V.A., Wang Y.-N., Crum L.A., Bailey M.R.* // *Phys. Med. Biol.* 2012. **57**, N 23. P. 8061–8078.
7. *Khokhlova T.D., Kucewicz J.C., Ponomarchuk E.M., Hunter C., Bruce M., Khokhlova V.A., Matula T.J., Monsky W.* // *Ultrasound Med. Biol.* 2020. **46**, N 8. P. 2007–2016.
8. *Ponomarchuk E.M., Rosnitskiy P.B., Khokhlova T.D., Buravkov S.V., Tsysar S.A., Karzova M.M., Tumanova K.D., Kunturova A.V., Wang Y.-N., Sapozhnikov O.A., et al.* // *Ultrasound Med. Biol.* 2021. **47**, P. 2608–2621.
9. *Бессонова О.В., Хохлова В.А., Кэнни М.С., Бэйли М.Р., Крам Л.А.* // *Акуст. журн.* 2010. **56**, № 2. С. 296–306.

### Сведения об авторах

1. Пономарчук Екатерина Максимовна – магистр, аспирант 2 года обучения; тел.: (495) 939-29-52, e-mail: [msu.ekaterina.ponomarchuk@gmail.com](mailto:msu.ekaterina.ponomarchuk@gmail.com)
2. Росницкий Павел Борисович – канд. физ.-мат. наук, младший научный сотрудник; тел.: (495) 939-29-52, e-mail: [pavrosni@yandex.ru](mailto:pavrosni@yandex.ru)
3. Цысарь Сергей Алексеевич – канд. физ.-мат. наук, доцент; тел.: (495) 939-29-52, e-mail: [sergey@acs366.phys.msu.ru](mailto:sergey@acs366.phys.msu.ru)
4. Хохлова Татьяна Дмитриевна – канд. физ.-мат. наук, Департамент Гастроэнтерологии, Медицинская школа, университет шт. Вашингтон, Сиэтл, США тел.: (206) 543-61-93, e-mail: [tdk7@uw.edu](mailto:tdk7@uw.edu).
5. Карзова Мария Михайловна – канд. физ.-мат. наук, старший научный сотрудник; тел.: (495) 939-29-52, e-mail: [karzova@physics.msu.ru](mailto:karzova@physics.msu.ru)
6. Тюрина Анастасия Валерьевна – магистр, аспирант 2 года обучения; тел.: (495) 939-29-52, e-mail: [vanilch22@gmail.com](mailto:vanilch22@gmail.com)
7. Туманова Ксения Дмитриевна – бакалавр; тел.: (495) 939-29-52, e-mail: [topchu.kd17@physics.msu.ru](mailto:topchu.kd17@physics.msu.ru)
8. Кадрев Алексей Викторович – канд. мед. наук, заведующий отделением ультразвуковой диагностики, врач высшей категории по УЗИ диагностике; тел.: (495) 531-27-83, e-mail: [akadrev@yandex.ru](mailto:akadrev@yandex.ru)
9. Буравков Сергей Валентинович – докт. мед. наук, ведущий научный сотрудник, тел.: (495) 932-99-12, e-mail: [sergey@wolf.ru](mailto:sergey@wolf.ru)
10. Трахтман Павел Евгеньевич – докт. мед. наук, профессор, заведующий отделением, врач-трансфузиолог; тел.: (495) 287-65-70 доб. 5222, e-mail: [trakhtman@mail.ru](mailto:trakhtman@mail.ru)
11. Старостин Николай Николаевич – врач-трансфузиолог; тел.: (495) 287-65-70 доб. 5222, e-mail: [dr.n.starostin@mail.ru](mailto:dr.n.starostin@mail.ru)
12. Сапожников Олег Анатольевич – докт. физ.-мат. наук, профессор; тел.: (495) 939-29-52, e-mail: [oleg@acs366.phys.msu.ru](mailto:oleg@acs366.phys.msu.ru)
13. Хохлова Вера Александровна – докт. физ.-мат. наук, доцент; тел.: (495) 939-29-52, e-mail: [vera@acs366.phys.msu.ru](mailto:vera@acs366.phys.msu.ru)

назад к содержанию секции БИО

**Elastic properties of human hematoma model and its sensitivity to histotripsy  
liquefaction**

**E.M. Ponomarchuk<sup>1,a</sup>, P.B. Rosnitskiy<sup>1</sup>, S.A. Tsysar<sup>1</sup>, T.D. Khokhlova<sup>2</sup>, M.M. Karzova<sup>1</sup>,  
A.V. Tyurina<sup>1</sup>, K. D. Tumanova<sup>1</sup>, A.V. Kadrev<sup>3</sup>, S.V. Buravkov<sup>4</sup>, P.E. Trakhtman<sup>5</sup>,  
N.N. Starostin<sup>5</sup>, O.A. Sapozhnikov<sup>1</sup>, V.A. Khokhlova<sup>1</sup>**

<sup>1</sup>*Faculty of Physics, M.V. Lomonosov Moscow State University. Moscow 119991, Russia.*

<sup>2</sup>*Department of Medicine, University of Washington, Seattle, WA 98195, USA*

<sup>3</sup>*Medical Research and Educational Center, M.V. Lomonosov Moscow State University.  
Moscow 119192, Russia*

<sup>4</sup>*Faculty of Fundamental Medicine, M.V. Lomonosov Moscow State University. Moscow  
119192, Russia*

<sup>5</sup>*National Medical Research Center for Pediatric Hematology, Oncology and Immunology.  
Moscow 119571, Russia*

*E-mail: [msu.ekaterina.ponomarchuk@gmail.com](mailto:msu.ekaterina.ponomarchuk@gmail.com)*

Shear wave elastography was used to study the process of human blood coagulation at different temperatures and the susceptibility of the resulting clots to their histotripsy liquefaction as a model of mechanical ablation of a volumetric hematoma. The clotting time, from which the blood shear modulus was measurable, decreased with the increase in blood temperature. During clotting, the shear modulus increased to a value that then remained constant within 10-day storage. Over the 10-day aging of the clots, the blood cells underwent echinocytosis, the fibrin network ultrastructure remained unchanged, however, the sizes of the lesions produced in retracted clots with the same histotripsy protocols decreased. Thus, it was shown that the hematoma sensitivity to histotripsy liquefaction is not fully defined by its shear modulus.

*Keywords:* shear wave elastography, high-intensity focused ultrasound, noninvasive surgery, histotripsy, hematoma.

*PACS:* 43.35.Wa Medical uses of ultrasound.

[back to the content of the section](#)