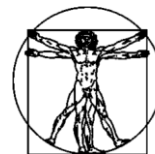


DOI: 10.15593/RZhBiomech/2020.4.02

УДК 531/534: [57+61]



**Российский
Журнал
Биомеханики**
www.biomech.ru

РАЗРАБОТКА НЕИНВАЗИВНОГО МЕТОДА ОПРЕДЕЛЕНИЯ ВЯЗКОСТИ КРОВИ

А.Г. Рзаев¹, С.Р. Расулов², Э.А. Рзаев³

¹ Институт систем управления Национальной академии наук Азербайджана, Азербайджан, AZ 1141, Баку, ул. Бахтияра Вахабзаде, 9

² Азербайджанский государственный университет нефти и промышленности, Азербайджан, AZ 1010, Баку, пр. Азадлыг, 34, e-mail: rasulovsakit@gmail.com

³ Учебно-хирургическая клиника Азербайджанского медицинского университета, Азербайджан, AZ 1022, Баку, ул. Самеда Вургуня, 155

Аннотация. Целью исследования является разработка нового метода неинвазивного определения динамической вязкости крови. При разработке метода использованы методы математического моделирования и законы реологии, механики, биомеханики и физиологии человека. Показано, что повышение вязкости крови приводит к функциональной недостаточности различных органов и тканей, нарушениям коронарного и мозгового кровообращения. В результате анализа было выявлено, что кровь можно рассматривать как коллоидную взвесь, в которой взвешены частицы эритроцитов и тромбоцитов, а вязкость такой коллоидной системы в микроциркуляции не подчиняется закону Ньютона. При этом к числу основных факторов, существенно влияющих на вязкость крови, можно отнести: артериальное давление гематокрита, число тромбоцитов, абсолютное количество белков фибриногена и микроглобулинов и концентрацию липопротеинов. Получена математическая модель определения вязкости коллоидной дисперсной системы крови с учетом концентрации дисперсной фазы (клеток крови) и структурообразования крови; предложена модель определения толщины граничного слоя адсорбированных на внутренней поверхности сосудов форменных элементов крови и показан механизм структурообразования крови, связанный с поверхностными зарядами эритроцитов и тромбоцитов.

Ключевые слова: динамическая вязкость, кровь, коллоидная дисперсная система, неинвазивный метод.

ВВЕДЕНИЕ

Как отмечалось в работе [16], успех лечения при заболеваниях сердечно-сосудистой системы зависит от правильной оценки функционального состояния последней, определяемой точностью измерения основных параметров и показателей процесса кровотока в различных сосудах (артериях, артериолах, капиллярах, венах и венах, артериовенозных анастомозах), а также учета взаимосвязи и взаимного влияния этих показателей и квалификации врача. К числу самых распространенных методов измерения функционального состояния сердечно-сосудистой системы относятся: электронная стетоскопия, электрокардиография, эхокардиография и метод измерения артериального давления (метод Короткова) [6, 20, 22]. Однако эти методы носят локальный характер и не могут оценить комплексное влияние гемореологии,

© Рзаев А.Г., Расулов С.Р., Рзаев Э.А., 2020

Рзаев Аббас Гейдар оглы, д.т.н., проф., главный научный сотрудник, Баку

Расулов Сакит Рауф оглы, д.т.н., проф., заведующий кафедрой, Баку

Рзаев Эльшан Асиф оглы, докторант, Баку

гемодинамики и эластичности сосудов на состояние сердечно-сосудистой системы и процесса кровотока.

Из вышеизложенного следует, что для повышения качества диагностики функционального состояния сердечно-сосудистой системы необходимо на основе комплексного подхода и системного анализа разрабатывать математические модели, отражающие физико-химическую механику сердечно-сосудистой системы и позволяющие оценить сосудистую недостаточность на стадии ее зарождения.

Существует классическая гидродинамическая модель Навье–Стокса [1, 13, 16], отражающая взаимосвязь между градиентом давления, скоростью потока, плотностью и вязкостью жидкости:

$$\rho \frac{dV}{dt} = \Delta P + \mu \Delta^2 V + \left(\frac{1}{3} \mu + \mu_v \right) \Delta \operatorname{div} V, \quad (1)$$

где ρ, V – соответственно плотность, кг/м³, и линейная скорость потока крови, м/с; μ, μ_v – коэффициенты динамической и объемной вязкости крови Па·с; ΔP – градиент давления Па/м.

Если к системе уравнений Навье–Стокса добавить уравнение неразрывности потока, то движение вязкой жидкости будет полностью описано математически, так как уравнение будет включать в себя значения всех факторов, влияющих на движение вязкой жидкости.

Существует также математическая модель Пуазейля–Гагена в виде зависимости от объемной скорости движения крови Q по сосудам, разности давлений в начале и конце сосуда ΔP , радиуса r , длины сосуда l и вязкости жидкости μ [13]:

$$Q = \frac{\pi r^2}{8 \mu l} \Delta P. \quad (2)$$

Данное уравнение нельзя использовать для оценки функционального состояния сердечно-сосудистой системы, поскольку оно выведено для неэластичных сосудов постоянного диаметра, но в действительности сосуды имеют разный диаметр (аорта – 25 мм, артерия – 4 мм, капилляр – 8 мкм, вена – 20 мкм, вена – 5 мм, полая вена – 30 мм), длину, сопротивление и эластичность. Более того, несмотря на небольшой диаметр капилляров (8 мкм), их общий просвет примерно в 600–800 раз больше, чем просвет аорты. Следовательно, расчетная скорость кровотока в капиллярах составляет около 0,06 см/с, поэтому основная проблема структурообразования крови и образования тромба возникает в капиллярной системе (микроциркуляция).

Следует отметить, что существует достаточно большое число более сложных моделей, в том числе пациентоориентированных [4, 7, 10, 19].

Основная проблема структурирования крови и образования тромба возникает именно в системе капилляров (микроциркуляция) [26, 27].

Изучение соотношения между артериальным давлением и капиллярным кровотоком установило отсутствие линейной зависимости между этими параметрами сердечно-сосудистой системы [29]. Влиянию реологических и миогенных факторов на кровоток в резистивных сосудах посвящена работа Н.Х. Шадриной [28].

Многие исследования посвящены изучению реологических особенностей крови в норме и при патологиях [8, 9, 11, 12, 30].

Кроме того, при гипоксии и ацидозе стимулируются склеивание эритроцитов и тромбоцитов, адсорбция коагулированных структур последних на внутренней поверхности капилляров, приводящие к образованию граничного слоя крови, отличающегося реологическими свойствами крови, находящейся в свободном объеме.

В результате этого уменьшаются поперечные сечения капилляров и их проницаемость. При этом толщина граничного слоя h может быть определена по формуле

$$h = a - b \ln r, \quad (3)$$

где r – радиус капилляра, мкм; a и b – коэффициенты, определяемые экспериментально с использованием средств эхокардиографии (ультразвуковое исследование сосудов, основанное на принципе Допплера) [3, 14]. Текущее значение поперечного сечения капилляра при наличии граничного слоя толщиной h определяется по формуле

$$S = \pi r_T^2 = \pi (r_0 - h)^2, \quad (4)$$

где r_0 , r_T – начальный и текущий эффективные диаметры капилляра при фильтрации.

Исходя из эластичности стенки капилляров и отложения коагулирующих элементов на внутренней поверхности последних текущий диаметр капилляров можно считать нестационарной величиной. Кроме того, отложение приводит к частичной закупорке пор и ухудшению процесса передачи растворенных в плазме крови веществ в тканевую (интерстициальную) жидкость, из которой они попадают в клетки.

Проведенные исследования показывают, что процесс скопления эритроцитов и тромбоцитов зависит от электрических зарядов на их поверхности. Альфа – карбоксильные группировки нейроминной кислоты способствуют, в существенной степени, образованию этой электрической зарядки. Уменьшение рН приводит к понижению электрических зарядов клеточных элементов (тромбоцитов и эритроцитов), и при изоэлектрической точке (рН = 4,7) поверхностный заряд нейтрализуется (исчезает). Происходит коагуляция клеточных элементов крови и протеинов плазмы крови подобно приведенной в книге Геста Бюлунда [31].

Системный анализ математических моделей, используемых для оценки функционального состояния сосудов сердечно-сосудистой системы, показывает, что существующие математические модели не учитывают основные факторы, влияющие на скорость кровотока, такие как аномальная вязкость крови, эластичность сосудов, коагуляция, отложение и утолщение клеток крови на внутренней поверхности сосудов.

Цель данного исследования – развить математические модели, учитывающие гемодинамику и вышеуказанные факторы, чтобы диагностировать функциональное состояние сосудов сердечно-сосудистой системы.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Повышение вязкости крови является основной причиной увеличения периферического сопротивления, снижения венозного возврата и вследствие этого уменьшения производительности сердца, транзитной гипертензии. Повышение вязкости крови приводит к функциональной недостаточности различных органов и тканей, нарушениям коронарного и мозгового кровообращения. Своевременное выявление повышения вязкости крови является необходимым условием для нормального функционирования органов и организма в целом.

В большинстве случаев течение крови в сосудах подчиняется закону Ньютона:

$$\delta_{yx} = \mu \frac{dV}{dy} = \mu \dot{\gamma}, \quad (5)$$

где μ – вязкость крови; δ_{yx} , $\dot{\gamma}$ – напряжение и скорость сдвига (градиент скорости) соответственно.

Однако кровь можно рассматривать как коллоидную взвесь, в которой взвешены частицы эритроцитов и тромбоцитов, а среда взвеси плазмы крови и ее вязкость в микроциркуляции не подчиняются закону Ньютона. При этом наиболее важным фактором, от которого зависит вязкость крови, является концентрация эритроцитов в крови. Эту зависимость можно выразить формулой [1]

$$\mu_k = \mu_n \left[1 + 2,5\varphi + \frac{3}{4}\varphi \exp\left(-\frac{\varphi}{\varphi - \varphi_m}\right)^2 \right], \quad (6)$$

где μ_k и μ_n – вязкость крови и плазмы; φ – удельная концентрация эритроцитов в крови (гематокрит).

При патологии и травмах текучесть крови существенно изменяется вследствие действия определенных факторов свертывающей системы крови (ферментативный синтез фибрина, образующего сетчатую структуру и придающего крови свойство «студня»). Образующийся при этом «студень» имеет вязкость, в сотни и тысячи раз превышающую вязкость крови в жидком состоянии, проявляет прочностные свойства и высокую адгезивную способность, что позволяет сгустку удерживаться на ране и защищать ее от механических повреждений [18].

Образование сгустков на стенках кровеносных сосудов при нарушении равновесия в свертывающей системе является одной из причин тромбозов и возникновения тромбоземболии и связано с риском внезапной смерти.

При заданных внешних условиях градиента давлений через капилляры протекает тем больше жидкости, чем меньше ее вязкость и больше радиус капилляра [1]. При этом вязкость рассматривается как физический параметр и ассоциируется с сопротивлением.

Застой и ацидоз в области микроциркуляции придают крови вязкоэластические качества геля. Как неньютоновская жидкость (коллоидный раствор) кровь обладает вязкостью с многочисленными аномалиями, зависящими одновременно от гематокрита, протеинов и жиров плазмы, эластичности эритроцитов, скопления всех клеточных элементов, взвешенных в плазме, от рН, температуры и т.д.

При очень низкой скорости кровь доходит даже к пределам поведения вязкопластических жидкостей.

Следует особо отметить, что плазма обладает вязкостью, превышающей лишь в 1,8 раз вязкость воды, вследствие этого обладает свойствами ньютоновской жидкости. Добавление эритроцитов вызывает, однако, появление множеств аномалий, и общая вязкость крови повышается в 5 раз, а общая кровь ведет себя как неньютоновская жидкость [2, 15, 21].

Практические факторы, за которыми следует клинически наблюдать для оценки вязкости крови, следующие:

- 1) величина артериального давления;
- 2) гематокрит;
- 3) число тромбоцитов;
- 4) абсолютное количество белков фибриногена и макроглобулинов;
- 5) концентрация липопротеинов.

Известно, что для определения вязкости крови применяют в основном методы Стокса, Пуазейля, в медико-биологической практике еще и метод Гесса [13, 17]. На базе этих методов, учитывая важность проблемы, разрабатываются, усовершенствуются различные методы определения вязкости крови и их инструментальное оформление – вискозиметры. Наибольшее распространение среди вискозиметров получили устройства, реализующие способы измерения вязкости крови – капиллярные и ротационные [15, 17].

Автоматическое измерение вязкости крови капиллярным методом [1, 29] осуществляют путем сравнения скорости продвижения крови и дистиллированной воды в одинаковых капиллярах в вакууме при комнатной температуре и опирается на закон Пуазейля [15]. А ротационный метод определения вязкости крови осуществляется путем вращения с постоянной скоростью исследуемой жидкости, помещенной в зазор между двумя телами правильной геометрической формы, в котором одно тело подвижное, а другое остается неподвижным. Вращательное движение от одного тела передается жидкостью к другому телу. Момент вращения, передаваемый от одной поверхности к другой, является мерой вязкости. Однако эти методы являются инвазивными. В этом случае практически невозможно избежать изменений свойств крови, что может отрицательно влиять на точность измерения. К недостаткам можно отнести и длительность исследования.

Существуют работы [32–37], посвященные неинвазивным, в том числе оптическим методам определения вязкости крови.

Наиболее близким к предлагаемым методам является неинвазивный метод определения вязкости крови [24] и устройство [23] для его осуществления. По этому методу у пациента регистрируют пульсовую волну магистральной артерии на двух уровнях конечности, определяют амплитуду и длительность заднего фронта пульсовой волны, скорость ее распространения, измеряют диастолическое и систолическое артериальное давление и рассчитывают вязкость крови. Устройство состоит из регистратора пульсовой волны, устанавливаемого на двух уровнях магистральной артерии конечности пациента, анализатора и индикатора. Анализатор производит запись и обработку параметров пульсовой волны. Дополнительно в анализатор вносят данные о систолическом и диастолическом артериальном давлении пациента, а также расстоянии между регистраторами пульсовой волны. После математической обработки данных на индикаторе отображаются фамилия, имя, отчество пациента, а также значение вязкости крови.

Недостатком данного способа и устройства является сложность и длительность процесса и то, что устройство может быть использовано только в стационаре с помощью специалиста, а предложенная математическая модель (формула) является некорректной, так как некорректно производится учет единиц измерения.

Для устранения указанных недостатков нами разработан метод определения вязкости крови.

Сущность метода состоит в том, что определение динамической вязкости крови μ_k включает измерение интенсивности падающего инфракрасного излучения J_0 и излучения, прошедшего через запястья конечности кровеносного сосуда J , а также расчет оптической плотности D светопоглощающей среды по формуле Бугера–Ламберта–Бера [5, 23, 25]:

$$D = \ln(J_0 / J). \quad (7)$$

Затем по полученным значениям D определяется вязкость крови по формуле [23]

$$\mu_k = a \exp(bD), \quad (8)$$

где a и b – коэффициенты соответствия, определяемые экспериментально.

Модификация выражения производится с учетом толщины запястья пациента между источником и приемником излучения. При этом браслет, оснащенный источником и приемником излучения и надеваемый пациентом, является гибким и, следовательно, может расширяться и сужаться в зависимости от изменения толщины запястья исследуемого пациента. В результате имеем

$$D^* = \frac{l}{l_n} \cdot D = \frac{l}{l_n} \ln\left(\frac{J_0}{J}\right), \quad (9)$$

и, следовательно, после модификации формула (8) описывается следующим образом:

$$\mu = a \exp(bD^*), \quad (10)$$

где l и l_n – соответственно текущее и номинальное (средневзвешенное) значения толщины запястья; D^* – скорректированное значение D .

РЕЗУЛЬТАТЫ

Количественная оценка значения коэффициентов соответствия a и b осуществлена при помощи экспериментальных данных, приведенных в таблице и на рисунке, полученных в результате исследования ряда пациентов, где параллельно измерялись вязкость и оптическая плотность крови при различных значениях отношений l/l_n с использованием метода наименьших квадратов. В конечном итоге определено, что $a = 3,696$ и $b = 1,421$.

Экспериментальные данные, полученные в результате исследования ряда пациентов

Номер опытов	l/l_n	D	D^*	μ_ϕ , мПа·с	μ_p , мПа·с	ε_p , %
1	1,22	0,08	0,1	4,47	4,26	4,9
2		0,15	0,18	4,55	4,77	4,6
3		0,24	0,29	5,79	5,58	3,8
4		0,34	0,41	6,89	6,62	4,1
5	1,04	0,50	0,52	7,52	7,75	2,3
6		0,55	0,57	7,80	8,51	3,0
7		0,66	0,63	10,41	9,50	4,6
8	0,96	0,84	0,81	11,26	11,67	3,5
9		0,97	0,93	13,44	13,83	2,8
10		1,06	1,02	16,6	15,7	5,4
11	0,75	1,51	1,13	19,13	18,41	3,9
12		1,68	1,26	20,79	22,14	6,1
13		1,76	1,32	25,21	24,11	4,3
14		1,88	1,41	25,94	27,33	5,1

Примечание: μ_ϕ и μ_p – соответственно фактическая и расчетная вязкость, $\varepsilon_{cp} = 4,17\%$.

Как видно из таблицы и рисунка, предложенная нами математическая модель адекватно (с относительной погрешностью 4,17%) описывает экспериментальные данные, является эффективной формулой и в дальнейшем может быть успешно использована при разработке системы неинвазивного измерения вязкости крови.

При этом оптические плотности других тканей в запястье руки, являясь квазистационарными (в результате отложения различных веществ на стенке сосуда), учитываются в значениях коэффициентов a и b .

В системе измерения вязкости крови [23] использованы стандартные приборы, такие как источник инфракрасного излучения *TSAL6100* (*Vishay Semiconductors*, Германия); приемник инфракрасного излучения *TSOP1738* (*Vishay Semiconductors*, Германия); блок усиления сигналов *AD7787* (*Analog Devices*, Норвегия); микропроцессор *ATMEGA* (*Atmel Corporation*, Украина) или *PIC 16F877* (*New York Semiconductor Corp.*, США); индикатор АЛ304 («Ай-Пи Электрон», Россия); шлейф – плоский ленточный кабель *FRC 1-09-31* («Ай-Пи Электрон», Россия); браслет – пластиковый; частота источника *TSAL6100* – до 300 кГц; частота приемника *TSOP1738* – 38 кГц (несущая частота).

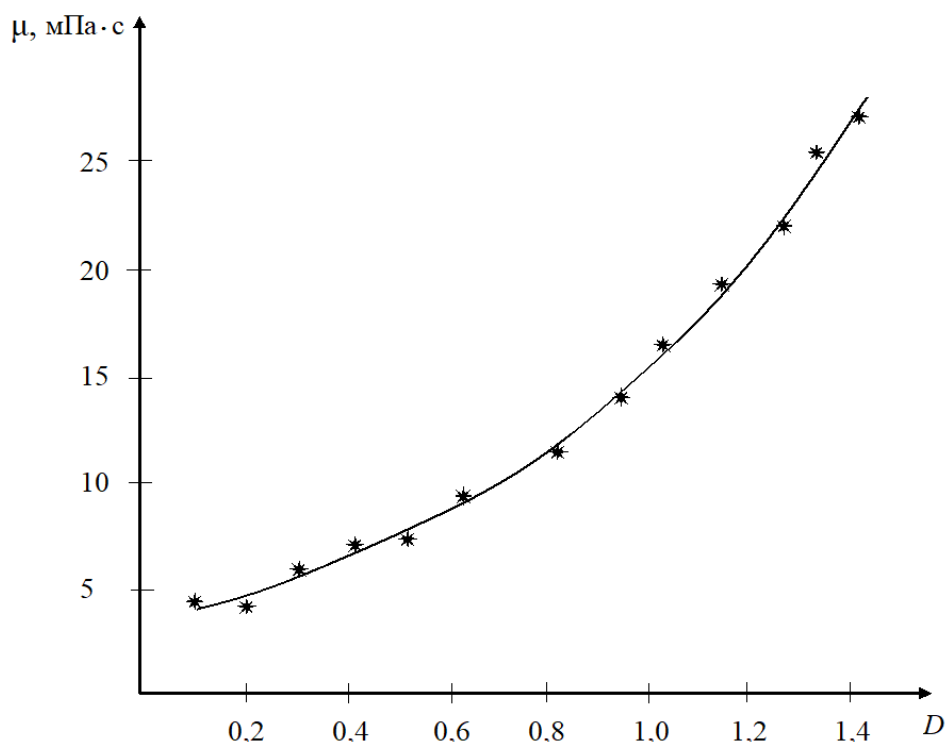


Рис. Аппроксимирующая кривая зависимости вязкости крови (μ) от оптической плотности D по формуле (4), * – экспериментальные точки

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

На основании комплексного подхода и системного анализа современного состояния математического моделирования процессов гемодинамики показано, что существующая классическая гидродинамическая модель Навье–Стокса, отражающая взаимосвязь между градиентом давления, скоростью потока, плотностью и вязкостью жидкости и ввиду сложности уравнения дающая решения только при некоторых упрощенных граничных условиях, не подходит для кровяной коллоидной взвеси с аномальными свойствами, а модели Стокса, Пуазейля и Гесса, используемые для расчета вязкости крови, являются инвазивными и пригодными только в условиях ламинарного режима кровотока. В отличие от этих работ, в предложенной разработана математическая модель неинвазивного определения вязкости крови при ламинарном режиме.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Алехин М.А., Сидоренко Б.А. Современные подходы к эхокардиографической оценке систолической функции сердца // Кардиология. – 2007. – Т. 47, № 7. – С. 4–12.
2. Алиев Т.А., Рзаев Аб.Г., Гулуев Г.А., Рзаев Э.А., Меняева Р.К., Меликов Р.А., Рзаева Н.Э. Способ автоматического измерения вязкости крови и устройство для осуществления способа // Евразийский патент № 030405 от 31.06.2018.
3. Алиев Т.А., Рзаев Аб.Г., Гулуев Г.А., Рзаев Э.А., Рзаева Н.Э. Способ диагностики стеноза аортального клапана сердечно-сосудистой системы // Евразийский патент № 028960 от 31.01.2018.
4. Голядкина А.А., Кириллова И.В., Щучкина О.А., Маслякова Г.Н., Островский Н.В., Челнокова Н.О. Конечно-элементное моделирование ишемической болезни сердца исходя из картины морфофункциональных изменений венечных артерий и сердечной мышцы человека // Российский журнал биомеханики. – 2011. – Т. 15, № 4 (54). – С. 33–46.
5. Девликомов В.В., Мархасин И.Л., Бабальян Г.А. Оптические методы контроля за разработкой нефтяных месторождений. – М.: Недра, 1970. – 160 с.
6. Каро К., Педли Т., Шротер Р., Сид У. Механика кровообращения. – М.: Мир. – 1981. – 624 с.
7. Кучумов А.Г., Хайрулин А.Р., Породииков А.А., Арутюнян В.Б., Синельников Ю.С. Оценка эффективности установки модифицированного шунта Блэлок–Тауссиг у детей с врожденным пороком сердца // Российский журнал биомеханики. – 2020. – Т. 24, № 1. – С. 76–96.
8. Манцкава М.М. Новый неинвазивный метод оценки коэффициента микроциркуляции // Российский журнал биомеханики. – 2016. – Т. 20, № 1. – С. 70–76.
9. Манцкава М.М. Няшин Ю.И. Лохов В.А. Оценка кровообращения при экспериментальном опухолевом паранеопластизме // Российский журнал биомеханики. – 2019. – Т. 23, № 4. – С. 505–509.
10. Медведев А.Е. Двухфазная модель течения крови // Российский журнал биомеханики. – 2013. – Т. 17, № 4 (62). – С. 22–36.
11. Муравьев А.В., Кислов Н.В., Тихомирова И.В., Михайлов П.В., Муравьев А.А. Влияние вязкости плазмы и гематокрита на деформацию эритроцитов // Российский журнал биомеханики. – 2013. – Т. 17, № 2 (60). – С. 75–83.
12. Муравьев А.В., Тихомирова И.В., Маймистова А.А., Михайлов П.В., Муравьев А.А. Роль микрореологических свойств эритроцитов в неньютоновском поведении цельной крови // Российский журнал биомеханики. – 2010. – Т. 14, № 4 (50). – С. 96–104.
13. Петровский Б.В. Большая медицинская энциклопедия. – 3-е изд. – М.: Советская энциклопедия, 1974. – 1988. – 15912 с.
14. Райдинг Э. Эхокардиография: практ. рук-во. – 3-е изд. – М.: МЕДпрессинформ, 2013. – 280 с.
15. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1999. – 524 с.
16. Рзаев Э.А., Расулов С.Р., Рзаев А.Г. Разработка математических моделей для оценки функционального состояния сердечно-сосудистой системы // Казан. мед. журн. – 2015. – Т. 96, №4. – С. 681–685.
17. Сидорова М.А., Сертантова Н.А. Особенности применения инструментальных методов измерения вязкости крови человека // Изв. ЮФУ. Технические науки. – 2010. – № 8. – С. 186–191.
18. Тазюков Ф.Х., Кутузова Э.Р., Снигерев Б.А., Гарифуллин Ф.А. Течение крови в кровеносных сосудах с аневризмой // Российский журнал биомеханики. – 2018. – Т. 22, № 3. – С. 345–60.
19. Тазюков Ф.Х., Хассан Д.М., Халаф Х.А., Снигерев Б.А., Абдул Рахман С.Х. Течение крови в симметричной кровеносной артерии со стенозом // Российский журнал биомеханики. – 2012. – Т. 16, № 1. – С. 46–56.
20. Тарловская Е.И. Особенности лечения нарушений ритма сердца у пациентов с хронической сердечной недостаточностью // Кардиология. – 2017. – Т. 57, № 1S. – С. 323–332.
21. Ткаченко Б.И. Нормальная физиология человека. – 2-е изд. – М.: Медицина, 2015. – 925 с.
22. Ушакова Л.Ю. Ультразвуковое исследование сосудов // Международные обзоры: клиническая практика и здоровье. – 2015. – № 4. – С. 5–15.
23. Царев О.А., Прокин Ф.Г., Гончаров А.В., Машенко Ю.В., Дубаносов В.В., Набегаев А.И. Устройство для определения вязкости крови // Патент на полезную модель № 21735 от 03.04.2006.
24. Царев О.А., Прокин Ф.Г., Гончаров А.В., Царева Е.Ю., Шушпанова Е.В. Способ неинвазивного мониторинга вязкости крови // Патент РФ № 2305490 от 10.09.2007.
25. Чулаповский В.И. Введение в молекулярный спектральный анализ. – М.: Гостехиздат, 1950.
26. Шабрыкина Н.С., Кушнирева И.В., Шипиловских К.В. Сравнительный анализ результатов математического моделирования микроциркуляции и компьютерной капилляроскопии // Российский журнал биомеханики. – 2009. – Т. 13, № 1. – С. 43–48.
27. Шабрыкина Н.С. Применение математической модели микроциркуляторных процессов для диагностики функциональных расстройств микроциркуляции // Российский журнал биомеханики. – 2007. – Т. 11, № 2. – С. 9–14.

28. Шадрина Н.Х. О влиянии реологических и миогенных факторов на кровоток в резистивном сосуде // Российский журнал биомеханики. – 2013. – Т. 17, № 4. – С. 8–21.
29. Шутеу Ю., Бэндилэ Т. [и др.]. Шок. Терминология и классификация. Шоковая клетка. Патофизиология и лечение. – Бухарест: Воен. изд-во, 1981. – 515 с.
30. Antonova N., Velcheva I. Characteristic parameters derived from whole blood viscometry in cerebrovascular disease // Russian Journal of Biomechanics. – 1999. – № 1. – С. 37–46.
31. Bylund G. Dairy processing handbook. – Lund: Tetra Pak processing systems AB, 1995. – 442 p.
32. Ebisui A, Taguchi Y, Nagasaka Y. Novel optical viscosity sensor based on laser-induced capillary wave // MOEMS Miniaturized Systems VII. – 2008. – Vol. 6887. – 10 p.
33. Lee S.Y., Cowdrick K.R., Sanders B., Sathialingam E., McCracken C.E., Lam W.A., Joiner C.H., Buckley E.M. Noninvasive optical assessment of resting-state cerebral blood flow in children with sickle cell disease // Neurophotonics. – 2019. – Vol. 6, no. 3. – P. 035006.
34. Lerman Y. Preliminary clinical evaluation of a noninvasive device for the measurement of coagulability in the elderly // J. Blood Med. – 2011. – Vol. 2. – P. 113–117.
35. Mesquita R.C., Durduran T., Yu G., Buckley E.M., Kim M.N., Zhou C., Choe R., Sunar U., Yodh A.G. Direct measurement of tissue blood flow and metabolism with diffuse optics // Philos. Trans. R. Soc. A: Math., Phys., Eng. Sci. – 2011. – Vol. 369. – P. 4390–4406.
36. Shin S., Keum D.Y. Measurement of blood viscosity using mass-detecting sensor // Biosens. Bioelectron. – 2002. – Vol. 17. – P. 383–388.
37. Zhao Y., Yang S., Wang Y., Yuan Z., Qu J., Liu L. In vivo blood viscosity characterization based on frequency-resolved photoacoustic measurement // Appl. Phys. Lett. – 2018. – Vol. 113. – P. 143703–143707.

DEVELOPMENT OF A NONINVASIVE METHOD FOR DETERMINING BLOOD VISCOSITY

A.G. Rzayev, S.R. Rasulov, E.A. Rzayev (Baku, Azerbaijan)

The aim of the study is to develop a new method for noninvasive determination of dynamic viscosity. In the developed method, the methods of mathematical modelling and the laws of rheology, mechanics, biomechanics and human physiology were used. It has been shown that an increase in blood viscosity leads to functional failure of various organs and tissues, disorders of the coronary and cerebral circulation. As a result of the analysis, it was revealed that blood can be considered as a colloidal suspension in which particles of erythrocytes and platelets are suspended, and the viscosity of such a colloidal system in microcirculation does not obey the Newtonian law. At the same time, the main factors that significantly affect blood viscosity include: blood pressure of hematocrit, platelet count, absolute amount of fibrinogen proteins and microglobulins, and lipoprotein concentration. A mathematical model has been obtained for determining the viscosity of the colloidal dispersed blood system, considering the concentration of the dispersed phase (blood cells) and the structure formation of blood; a model for determining the thickness of the boundary layer of blood corpuscles adsorbed on the inner surface of blood vessels is proposed and the mechanism of blood structure formation associated with the surface charges of erythrocytes and platelets is shown.

Key words: dynamic viscosity, blood, colloidal dispersed blood system, noninvasive method.

Получено 10 сентября 2020