УДК 532.5; 612.1

ОСОБЕННОСТИ ТЕЧЕНИЯ КРОВИ В КАПИЛЛЯРАХ ПРИ МАЛЫХ ПЕРЕПАДАХ ДАВЛЕНИЯ

Рахимов А. А.[1], Бурдюк Ю. В.[2], Ахметов А. Т.[1]

[1]*Институт механики УНЦ РАН, Уфа, Россия (450054, Уфа, Проспект Октября, 71), e-mail: ragar83@mail.ru, alfir@anrb.ru*
[2]*ГБОУ ВПО «Башкирский государственный медицинский университет Минздравсоцразвития России», Уфа, Россия (450000, Уфа, ул. Ленина, 3)*

Целью исследования явилось измерение вязкости крови и проверка динамического запирания при низких перепадах давления, свойственных живому организму. В диапазоне малых скоростей деформации сдвига (0.1–10 с$^{-1}$) вязкоупругие свойства крови находятся под влиянием агрегации эритроцитов, вязкость больше, чем при больших скоростях деформации сдвига (10–1000 с$^{-1}$). Обнаружено, что наличие эритроцитов крови приводит к значительному ускорению появления эффекта запирания. Этот эффект был впервые обнаружен при течении в капиллярных каналах высококонцентрированных обратных водонефтяных эмульсий и состоит в том, что со временем течение замедляется и вскоре совсем останавливается, несмотря на постоянно действующий перепад давления. Если при течении крови вертикально вниз со временем наступает довольно устойчивое динамическое запирание, то при течении её вверх после наступления запирания седиментационные процессы приводят к возобновлению течения, и далее обнаруживается подобие автоколебательного режима.

Ключевые слова: вязкость крови, перепад давления, эффект запирания.

FEATURES OF BLOOD FLOW IN CAPILLARIES AT LOW DIFFERENTIAL PRESSURE

Rakhimov A. A. [1], Burduk Y. V. [2], Akhmetov A. T.[1]

[1]*Institute of mechanics of the Ufa centre of science of the RAS, Ufa, Russia (450054, Ufa, Prospect Oktyabrya, 71), e-mail: ragar83@mail.ru, alfir@anrb.ru*
[2]*Bashkir State Medical University, Ufa, Russia (450000, Ufa, street Lenin, 3)*

The aim of the study was to measure blood viscosity and verification of dynamic blocking at low differential pressures inherent to living organism. In the range of low velocities of shear rate (0.1-10 s^{-1}) viscoelastic properties of blood are under the influence of red blood cells aggregation, viscosity is greater than at high rates of shear rate (10-1000 s^{-1}). It was found that the presence of red blood cells leads to a significant acceleration of the appearance of blocking effect. This effect was first observed in the capillary channels flow of high concentrated invert water-oil emulsions, the flow was slowing and then stopped in the course of time despite the permanent pressure drop. If in the blood flow vertically down in course of time comes a fairly stable dynamic blocking, then for it flow up after beginning the blocking sedimentation processes lead to the resumption of flow, and further similarity of the self-oscillatory regime is revealed.

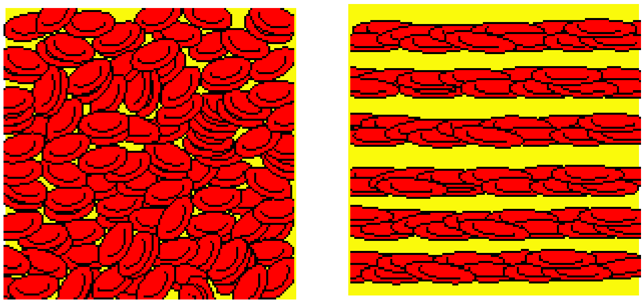
Key words: blood viscosity, pressure drop, the blocking effect.

Введение

В настоящее время изучение клинических патологических процессов не обходится без определения показателей, характеризующих состояние микроциркуляторного русла и реологических показателей крови [4].

Общепризнанным фактом является влияние реологических свойств крови на микроциркуляцию. Более двадцати лет назад был описан синдром гипервязкости крови. В дальнейшем он был обнаружен при сердечно-сосудистых заболеваниях [5], при многих формах рака [10], хронической обструктивной болезни легких (ХОБЛ) [9] и других хронических заболеваниях.

Кровь – дисперсная среда, и её реология отличается от реологии ньютоновских жидкостей. При снижении скорости движения крови вязкость увеличивается, в физиологических условиях это проявляется в сосудах с малым диаметром (табл.1). Исключением являются капилляры, в которых эффективная вязкость крови может опускаться до значений вязкости плазмы, то есть снижается более чем в 2 раза благодаря особенностям движения эритроцитов [7]. Можно представить, что реализуется следующая структура течения, эритроциты скользят, двигаясь друг за другом (по одному в цепочке) в «смазочном» слое плазмы и деформируясь в соответствии с направлением потока крови (рис. 1, б).



а б

Рис. 1. Распределение эритроцитов в зависимости от скорости деформации сдвига: а) малые скорости; б) большие скорости

Эксперименты проведены в капиллярах, соизмеримых с размерами сосудов человека, представленных в таблице 1.

Таблица 1. Характеристика основных параметров движения крови [3]

Наименование сосуда	Диаметр сосуда, см	Средняя скорость кровотока, см/с	Средняя скорость деформации сдвига, $с^{-1}$	Длина, см
артериола	0,1-0,02	10-0,2	>100	5-0,2
капилляр	0,0005-0,001	0,05-0,07	400	0,1
венула	0,02-0,2	0,1-1	100	0,2-1

Методы и материалы

Эксперименты проводились в условиях, используемых в медицинской практике с целью исключения попадания в исследуемую кровь инородных включений. При заборе крови использовались вакуумированные пробирки, внутренние стенки которых покрыты высушенным распылением гепарина лития, VACUETTE® 9 ml, LH Lithium Heparin. Забор крови из контейнеров производился в свежевскрытые одноразовые шприцы KD-JECT® III, в качестве подводящих трубок использовались части свежевскрытых инфузионных систем SFM. В экспериментах, проведенных с горизонтально расположенным капилляром диаметром 100 мкм, с двумя типами антикоагулянтов: глюгициром и этилендиаминтетрауксусной кислотой (ЭДТА), был обнаружен эффект динамического запирания крови при перепадах давления от 20 до 100 кПа [1]. Целью нашего исследования явилась проверка проявлений динамического запирания при более низких перепадах давления, свойственных живому организму.

Проводили эксперименты по движению крови в капиллярах, параллельно измеряя её вязкость на вискозиметре Thermo Electron HAAKE MARS III (система двойной конус, крутящий момент $3 \cdot 10^{-9}$ Н·м – 0,2 Н·м, нормальное усилие 0,01 Н до 50 Н, диапазон скорости вращения: CR-Mode: 10^{-7} до 1500 об/мин, CS Mode: 10^{-6} до 1500 об/мин, частотный диапазон 10^{-6} до 100 Гц, диапазон угла 10^{-7} рад до 1 рад, диапазон вязкости 1 мПа·с до 10^{7} Па·с).

В системе плоскость-конус устанавливается двойной конус и выставляется температура, равная 37 °C, которая соответствует физиологической температуре внутренней среды человека.

В шприц из пробирки набирается 4,3 мл крови и заполняется система (данный объём установлен инструкцией реометра). Далее задаются малые значения скорости деформации сдвига (0,1-10 $с^{-1}$) и производятся подряд 3 измерения, и не меняя содержимое системы (кровь) задаются большие скорости деформации сдвига (10-100 $с^{-1}$) с трехкратным измерением. Расчет всех коэффициентов делался в программе Curve Expert.

Вязкость крови определяли по модели Кессона [8]:

$$\tau^{0,5} = \tau_0^{\;0,5} + (k\dot{\gamma})^{0,5},$$

где τ – напряжение сдвига, τ_0 – предел текучести, k – вязкость крови,

$\dot{\gamma}$ – скорость деформации сдвига.

Проведение эксперимента

Эксперимент по движению крови проводился в 100 микронном капилляре, что соответствует размеру артериол приведенной в таблице 1.

При движении крови при низком перепаде давления 5 кП, который обеспечивался столбом жидкости высотой 50 см, получили следующую зависимость (рис.2).

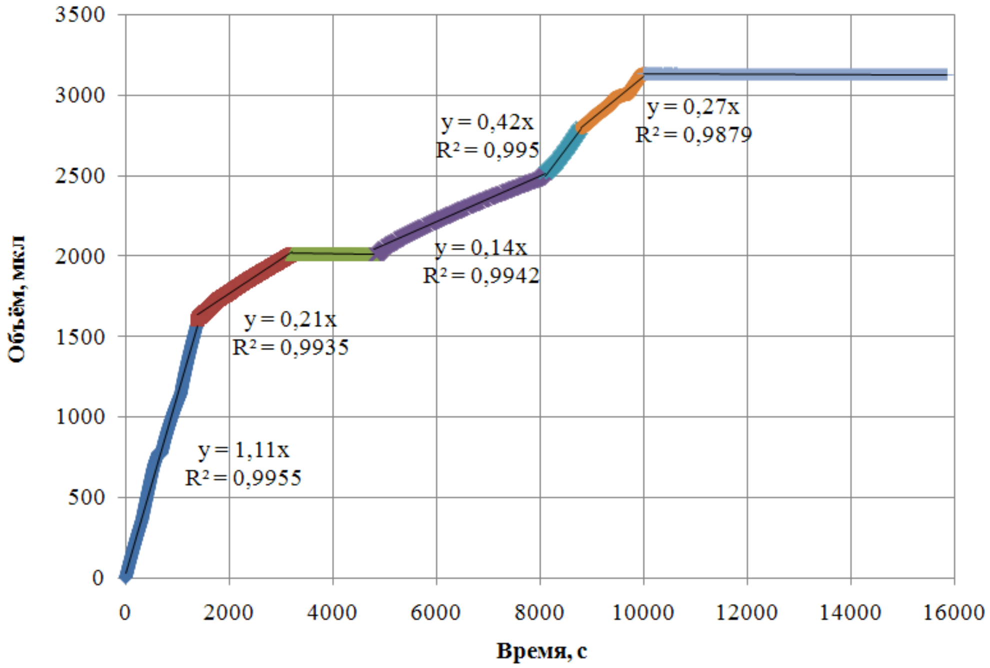


Рис. 2. Зависимость объёма протекшей крови от времени в капилляре 2 см диаметром 100 мкм при перепаде давления 5 кПа, движение слева направо

На рисунке 2 видны участки с разным расходом, они соответствуют моменту запирания и повторного открытия движения. В таблице 2 приведены экспериментальные и теоретические расходы и скорости деформации сдвига для различных перепадов давления. Вязкость крови по модели Кессона составила 4,3 мПа·с.

Таблица 2. Расходы и скорость деформации сдвига для перепада давления 5 кПа (рис. 2)

Перепад давления, кПа	Qэксп, мкл/с	Qрасч по формуле Пуазейля, мкл/с	$\dot{\gamma} = \frac{v}{r} = \frac{Q}{Sr}$, с$^{-1}$
5	1,1; 0,2; 0; 0,1; 0,4; 0,3; 0	0,142	362

На первом кадре (рис. 3, 3180 с) кровь в однородном состоянии, далее можно отметить, что моменты запирания на графике соответствуют кадрам с более темной, насыщенной эритроцитами кровью (3180–4865с). Участки быстрого движения (4872 с) соответствуют «полосчатой» структуре крови, менее насыщенной эритроцитами; при течении крови в капиллярах наблюдается пристеночный эффект [6], при котором увеличивается концентрация эритроцитов вблизи центра.

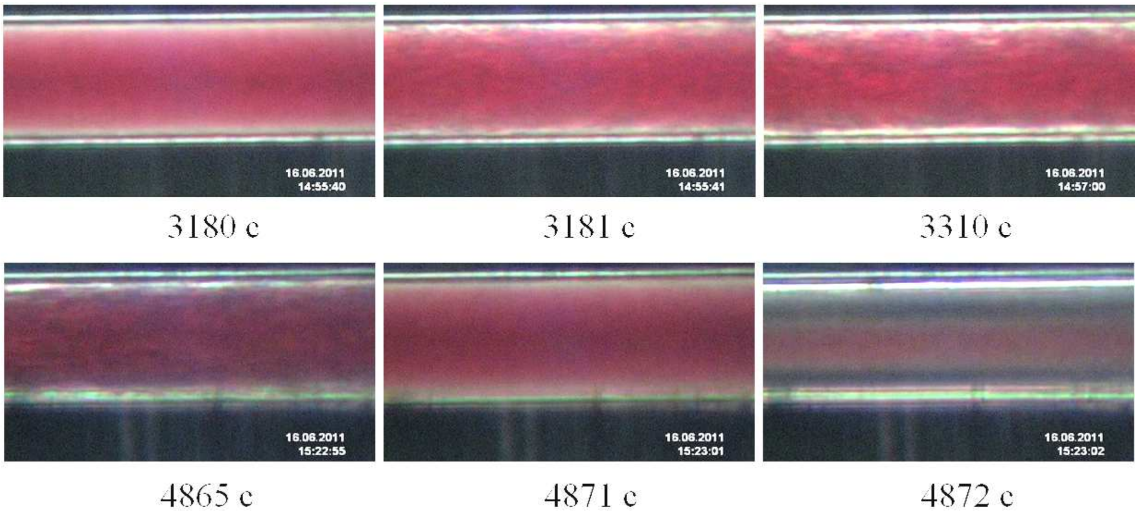


Рис. 3. Кадры, соответствующие движению крови при перепаде давления 5 кПа с разным расходом, под кадрами указано время от начала эксперимента

Исследование течения крови через участок микроканала при постоянно действующем перепаде давления с вертикальной ориентацией при направлениях потока вертикально вверх и вертикально вниз показало существенные различия, обусловленные седиментацией эритроцитов [2]. В экспериментах по движению крови в вертикально расположенном капилляре сверху вниз или снизу вверх условия эксперимента были те же, что и для случаев при горизонтальном расположении капилляра. Различием являлось то, что движение крови подавалось снизу вверх, при этом подводящие трубки располагались под плавным углом для того, чтобы не происходило оседания эритроцитов. В капиллярах диаметром 100 мкм и длиной 2 см проведен эксперимент по запиранию крови. При достижении запирания некоторое время перепад давления не менялся с последующим его увеличением для возобновления движения крови, далее некоторое время держали перепад давления равным 20 кПа (рис. 4).

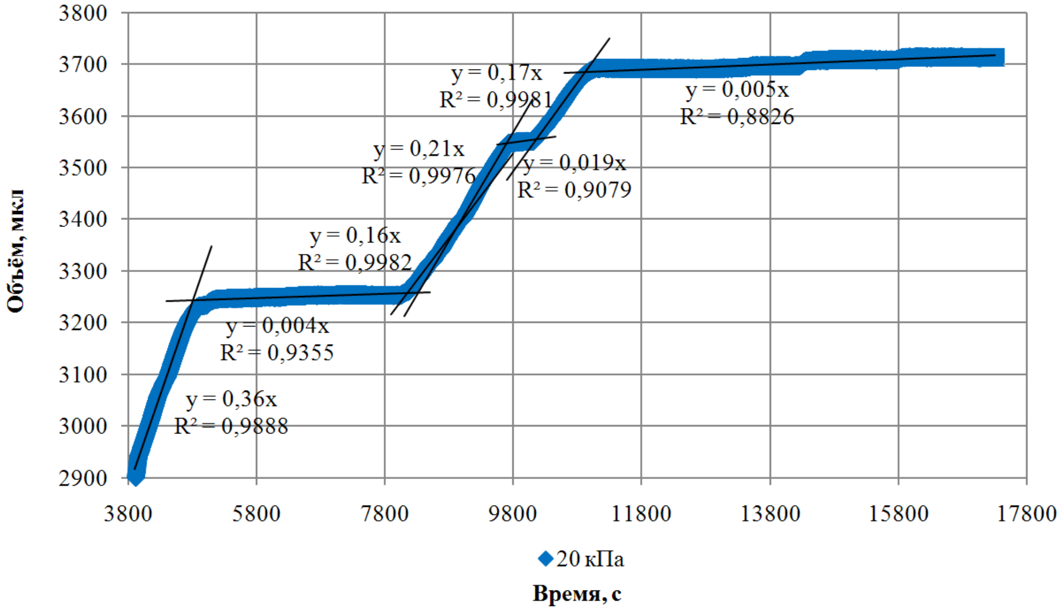


Рис. 4. Зависимость объёма протекшей крови от времени в капилляре 2 см диаметром 100 мкм при перепаде давления 20 кПа, движение снизу вверх

Вычисленные $\dot{\gamma}$ из аппроксимирующих линий расхода (рис. 4) соответствуют физиологическим значениям скоростей деформации сдвига (табл.1) и составили на приведенных участках от 13 до 916 с$^{-1}$. По формуле Пуазейля $Q = \dfrac{\pi R^4 \Delta p}{8\mu l}$, подставляя значение вязкости крови μ=0,005Па·с, получаем Q=0,49 мкл/с. Этот расход больше экспериментально полученных расходов, что связано с тем, что в нашем случае аппроксимированы участки замедления движения, а в начальный момент времени расход больше.

На рисунке 5 представлены кадры, соответствующие закупорке и открытию движения, так называемый автоколебательный режим. Видны участки, расход на которых не заметен, участки запирания, оседания эритроцитов (5000–5790 с), затем движение вновь открывается (5790–5840 с), через некоторое время останавливается (5860–6080 с) и открывается вновь (6250–6280 с). Это связано с тем, что эритроциты оседают в подводящей трубке, через некоторое время освобождается вход в капилляр, движение вновь возобновляется, но затем

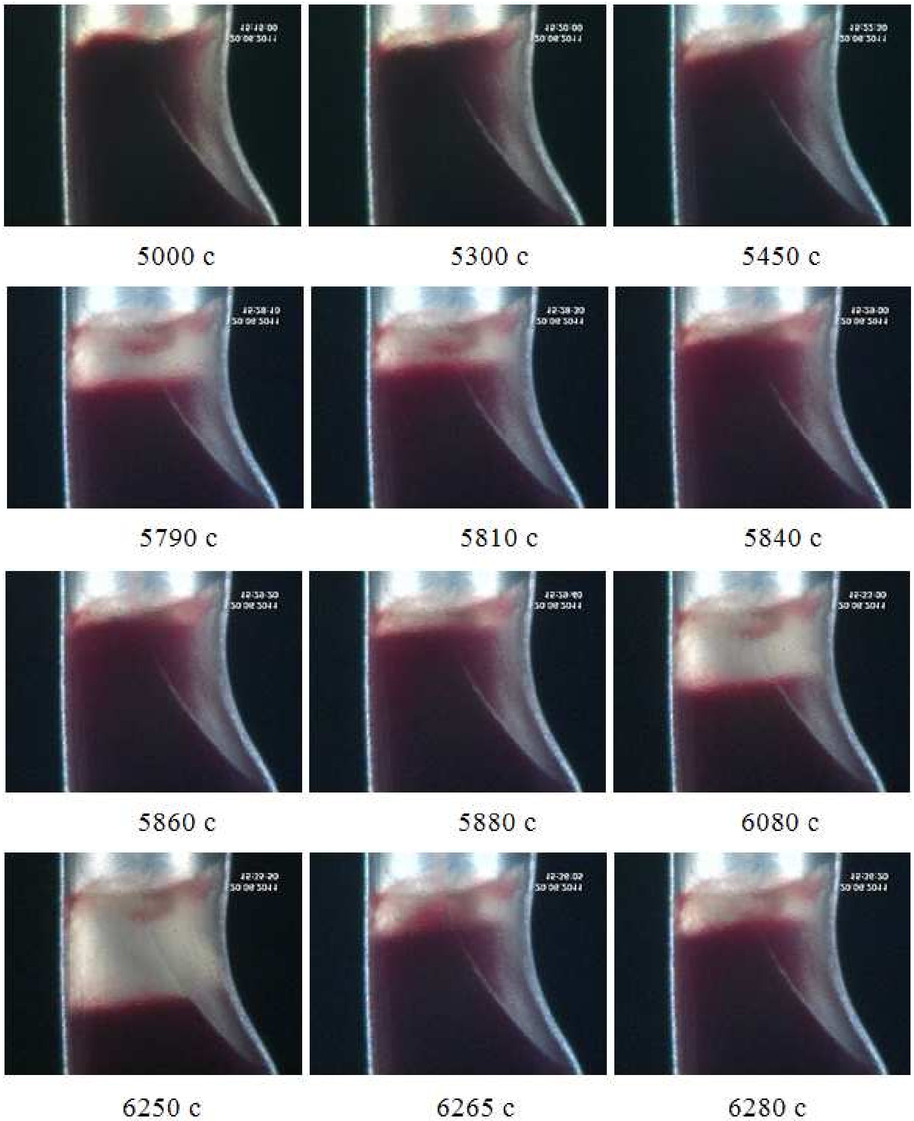


Рис.5. Кадры, соответствующие закупорке и открытию движения (рис.4)

повторно закупоривается.

Найденная по модели Кессона вязкость крови составила 4,4 мПа·с.

Заключение

Было обнаружено, что агрегация эритроцитов приводит к значительному ускорению появления эффекта запирания. Экспериментально вязкость крови хорошо аппроксимируется по известной модели Кессона. При больших скоростях деформации вязкость крови снижалась.

Если при течении крови вертикально вниз со временем наступает довольно устойчивое динамическое запирание, то при течении её вверх после наступления запирания седиментационные процессы приводят к возобновлению течения, и далее обнаруживается подобие автоколебательного режима.

Список литературы

1. Ахметов А. Т., Закиров К. Р., Саметов С. П. Возможный механизм возникновения инфаркта // Труды Института механики УНЦ РАН, вып. 6/ Под ред. С. Ф. Урманчеева, С. В. Хабирова. – Уфа: Гилем, 2008. – С. 229; С. 13–18.
2. Ахметов А. Т., Саметов С. П. Особенности течения дисперсий «жидкость-жидкость» через цилиндрический микроканал // Труды Института механики Уфимского научного центра РАН. Вып. 7 / Под ред. С. Ф. Урманчеева. – Уфа: Гилем, 2010. – 231с.; С.60–71.
3. Левтов В. А. Реология крови/ В. А. Левтов, С. А. Регирер, Н. Х. Шадрина. – М.: Медицина, 1982.
4. Муравьева А. В., Якусевич В. В., Зайцев Л. Г., Муравьев А. А. Гемореологические перспективы развития // Регионарное кровообращение и микроциркуляция. – 2007. –Т. 5. – № 2. – С. 4–7.
5. Muravyov, A. V. The effect of diuretics on red cell microrheological parameters in female hypertensive patients/ A.V. Muravyov [et al] // Clin. Hemorheol. Microcirc. – 2005. – Vol. 33. – P. 121–126.
6. Павловский Ю. Н. О пристеночном эффекте // Механика жидкостей и газов. – 1967. – №2.
7. Смирнов В. М. Физиология человека / под ред. проф. В. М. Смирнова. – 1-е изд. – М.: Медицина, 2002. – 608 с.
8. Merrill E. W. Rheology of human blood, near and at zero flow. Effects of temperature and hematocrit level. / E. W. Merrill, E. R. Gilliland, G. Cokelet, H. Shin, A. Britten, and R. E. Wells, JR. // Biophysical journal. – Vol. 3. – 1963. – P. 199−213.
9. Rabe K. F., Hurd S., Anzueto A., Barnes P. J., Buist S. A., Calverley P., Fukuchi Y., Jenkins C., Rodriguez-Roisin R., van Weel C., Zielinski J. Global strategy for the diagnosis, management, and prevention of chronic obstructive pulmonary disease: GOLD executive summary. Am J Respir Crit Care Med., 2007.
10. Tempelhoff G. F. Prognostic role of plasma viscosity in breast cancer. G. F. Tempelhoff [et al] // Clinical Hemorheology and Microcirculation. – 2002. – Vol. 26. – № 1. – P. 55–61.

Рецензенты:

Урманчеев Саид Фёдорович, доктор физ.-мат. наук, профессор, директор ИМех УНЦ РАН, г. Уфа.

Загидуллин Шамиль Зарифович, доктор мед. наук, профессор, зав. кафедрой пропедевтики внутренних болезней с курсом физиотерапии БГМУ, г. Уфа.