

Представляется возможным обобщить по параметру σ изменение эффективной координаты $\xi_m(x)$. Заметим при этом, что согласно экспериментальным данным для учета различий между процессами переноса импульса, тепла и вещества можно принять [2]

$$\xi_1 = \beta \xi_2 = \beta \xi_3, \quad \beta \approx 0.8$$

В опытах со сверхзвуковыми воздушными струями (число $M = 3$) при различных соотношениях r/R и числе струй k в блоке было исследовано изменение плотности потока импульса на оси составной струи. Из сравнения этих данных с зависимостью (8) найдена зависимость $\xi_1^\circ(x/R^2)$ (фиг. 2). Последняя в области $x \geq x_*$, где x_* соответствует максимуму плотности потока импульса на оси составной струи, имеет обычный для автомодельных струйных течений вид

$$\sqrt{\xi_1} = 0.04x/R$$

В ближней области течения сказывается влияние параметра σ (фиг. 3), т. е. влияние начальных геометрических размеров и компоновки системы струй.

Согласно (8) максимум плотности потока импульса на оси составной струи имеет место при $\xi_1^\circ = 0.25$ и составляет $L_* = 0.37 \sigma$. По опытным данным и результатам расчета видно, что при $x \geq x_*$ составная струя становится подобной одиночной струе — источнику. Опытная зависимость координаты x_* от σ , по которой можно судить о протяженности области слияния струй, представлена на фиг. 4. На фиг. 5, 6 показаны расчетные профили плотности потока импульса по формуле (7) в сечениях составной струи $x/R = 10$ (сплошная линия), $x/R = 15$ (пунктир) при числе струй $k = 2$ и $k = 4$, там же представлены экспериментальные данные. Сравнение расчетной зависимости $L_* = 0.37 \sigma$ с результатами эксперимента (фиг. 7) показывает, что представление о составной струе, как системе струй — источников, является точным для не слишком компактных струйных компоновок ($\sigma \leq 0.6$).

Для нахождения первичных параметров течения по найденному распределению ξ_m достаточно произвести простой алгебраический пересчет способом, рассмотренным, например, в [2, 4].

Поступило 2 X 1970

ЛИТЕРАТУРА

1. Бай Ш и И. Теория струй. М., Физматгиз, 1960.
2. Вулис Л. А., Кашкаров В. П. Теория струй вязкой жидкости. М., «Наука», 1965.
3. Диткин В. А., Прудников А. П. Справочник по операционному исчислению. М., «Высшая школа», 1965.
4. Гинзбург И. П. Теория сопротивления и теплопередачи. Л., Изд. ЛГУ, 1970.

УДК 532.135+535.662+612.117:612.13

ОБ ОДНОМ ОПТИЧЕСКОМ ЭФФЕКТЕ ПРИ ТЕЧЕНИИ КРОВИ

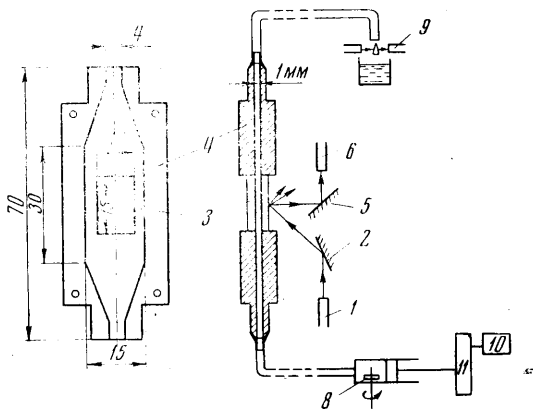
В. А. ЛЕВТОВ, А. С. ПОПЕЛЬ, С. А. РЕГИРЕР, Н. Х. ШАДРИНА

(Ленинград, Москва)

Приведены результаты экспериментального исследования рассеяния света потоком крови. Обсуждается связь наблюдаемой зависимости рассеяния от времени и скорости деформации с агрегацией частиц (эритроцитов) и гидродинамическими характеристиками.

В исследованиях, посвященных спектрофотометрическому анализу состава крови [1-4], было обнаружено уменьшение интенсивности светового потока, отраженного от поверхности крови, при прекращении ее перемешивания (после остановки магнитной мешалки). Отмечалось также влияние скорости потока на рассеяние света кровью при течении по стеклянной кювете [1] и при обтекании торца стекловолоконного датчика, введенного в катетер или кровеносный сосуд [4]. Эффект резко ослаблялся или отсутствовал в крови с добавками веществ, предотвращающих агрегацию эритроцитов, и в суспензиях эритроцитов в безбелковом растворе [3]. Поэтому был сделан вывод о том, что эти оптические явления связаны с изменением агрегированности эритроцитов и могут быть использованы для исследования в сдвиговом потоке обычно объясняют процессами обратимой агрегации эритроцитов в сдвиговом потоке обычно объясняют

и зависимость кажущейся вязкости крови от скорости течения (см. [5]). В связи с этим дальнейшее исследование оптического эффекта представляется полезным для изучения реологических свойств крови и концентрированных суспензий небологической природы.



Фиг. 1

Описываемые ниже эксперименты были проведены в лаборатории кровообращения Института физиологии им. И. П. Павлова АН СССР с использованием потока крови в плоской щели, для которой можно провести сравнительно простой расчет поля скоростей. Цель экспериментов состояла в том, чтобы получить подробные количественные сведения о проявлении оптического эффекта при остановке и разгоне потока в зависимости от скорости сдвига $\dot{\gamma}$, показателя гематокрита H (объемной концентрации эритроцитов) и агрегационных свойств крови, которые можно было изменять, вводя вещества, препятствующие агрегации, и используя

кровь различных животных. Эти данные, в свою очередь, должны позволить определить особенности структуры потока крови, которые обуславливают оптический эффект.

Схема установки изображена на фиг. 1 (размеры указаны в мм). Свет из монохроматора 1, отражаясь от зеркала 2, падал под углом 45° на окно 3 в канале кюветы 4. Часть света, рассеиваемая по нормали к плоскости окна, с помощью зеркала 5 направлялась на фотоэлемент, сигнал с которого после усиления непрерывно регистрировался на осциллографе. Интенсивность измеренного рассеянного света R выражалась в процентах по отношению к рассеянию на эталоне молочного стекла. Эксперименты велись при длине волны 650 ± 4 нм. Кровь поступала из шприца 7 с равномерно движущимся поршнем; в шприце помещался поплавок магнитной мешалки 8 для предотвращения оседания эритроцитов. Полиэтиленовой трубкой (длина 320 мм, диаметр 1 мм) шприц соединялся с установленной вертикально кюветой 4, вслед за которой был подключен счетчик капель 9. Канал кюветы имел прямоугольное сечение; у концов канал несколько сужался. Скорость потока регулировалась изменением числа оборотов электромотора 10, связанного с поршнем редуктором 11. Время нестационарного движения поршня при запуске и остановке не превышало 0,5 сек.

В опытах использовалась свежая кровь быка, свиньи и лошади; свертывание крови предотвращалось гепарином. Кровь насыщалась кислородом и затем центрифугировалась; после этого приготавливались порции с различной концентрацией эритроцитов в плазме. Более подробные сведения о методике экспериментов приведены в статье [9].

Вязкость крови, приготовленной таким образом, не могла быть менее 2 спз (см. [9]), поэтому характерное время установления стационарного потока $t_* = h^2 \rho / \mu$ ($h = 0.1$ см — толщина канала) составляет ~ 0.5 сек, а число Рейнольдса $N_{Re} = \rho U h / \mu$, при наибольшей средней скорости течения $U \approx 2$ см/сек не превышало 10. Последнее означает, что длина гидродинамического начального участка в канале была не более 0,3 см (см. [9]), т. е. развитие течения заканчивалось до прозрачной части канала. Влияние выходного конца, естественно, еще меньше, чем входного. В течение опыта (длвшегося не более 3 мин) содержание кислорода в крови практически не изменялось.

При обработке результатов экспериментов измеряемый оптический сигнал $R(t, H, \dot{\gamma})$ представлялся как функция времени t , показателя гематокрита H и величины $\dot{\gamma}$, характеризующей скорость сдвига вблизи стенки канала и зависящей от средней скорости U . Если пренебречь неньютоновскими свойствами крови, то $\dot{\gamma} = \dot{\gamma}_1 = \dot{\gamma}_2 = 6U/h$; если же принять для крови кессоновскую модель [5], то $\dot{\gamma} = \dot{\gamma}_2$ получаем путем исключения градиента давления P из соотношений¹

$$\frac{P}{\tau_0} = \frac{2}{h} \left[1 + K \left(\frac{\dot{\gamma}_2}{\tau_0} \right)^{1/2} \right]^2,$$

¹ Эти формулы следуют из точного решения задачи о пуазейлевском течении кессоновской жидкости в плоской щели.

$$U = \frac{P}{K^2} \left[\frac{h^2}{12} + \frac{h\tau_0}{4P} - \frac{1}{15h} \left(\frac{\tau_0}{P} \right)^3 - \frac{4}{5} \left(\frac{h}{2} \right)^{3/2} \left(\frac{\tau_0}{P} \right)^{1/2} \right]$$

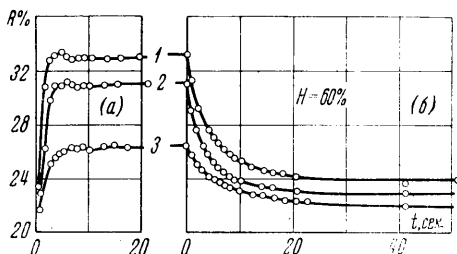
где предельное напряжение сдвига τ_0 и кессоновская вязкость K оценивались по данным работы [5]. Различие между γ_1^* и γ_2^* при одной и той же средней скорости U не превышало 10 сек^{-1} .

При разгоне и остановке наблюдаются изменения сигнала $R(t, H, \gamma^*)$ во времени. На фиг. 2 представлено изменение оптического сигнала R (в процентах) во времени t (сек) для свиной крови: a — разгон, b — остановка; кривые 1, 2, 3 построены для различных значений (сек^{-1}) скоростей сдвига (γ_1^*, γ_2^*); первое значение, из указанных в скобках, соответствует ньютоновской модели, второе — кессоновской модели: 1 (113, 122.5), 2 (60, 67), 3 (13, 20.5).

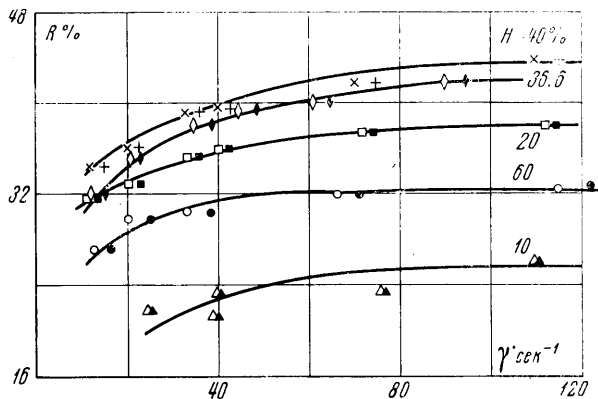
Для фиксированных H, γ^* сигнал с ростом времени стремится к стационарному значению $R_\infty(H, \gamma^*) = R(\infty, H, \gamma^*)$. Длительность переходного оптического режима при разгоне ($t_1 \sim 10 \text{ сек}$) существенно меньше, чем при остановке ($t_2 \sim 50-100 \text{ сек}$), но во всех случаях она превышает указанные выше времена нестационарного движения поршня и потока.

Стационарные значения сигнала R_∞ монотонно возрастают с увеличением γ^* , причем имеется тенденция к достижению предельного значения R_∞ при больших скоростях сдвига. С увеличением H от 10 до 40% сигнал возрастает, а затем убывает и при $H = 60\%$ становится меньше, чем при $H = 40\%$. На фиг. 3 представлена зависимость оптического сигнала R_∞ от скорости сдвига γ^* для свиной крови; светлые точки и косые крестики соответствуют ньютоновской модели, темные точки и прямые крестики — кессоновской.

Изменения R при остановке и разгоне, оцениваемые по величине $R_\infty(H, \gamma^*) - R_\infty(H, 0)$, оказываются наибольшими в лошадиной крови (сильно агрегированной),



Фиг. 2



Фиг. 3

несколько меньшими в свиной и очень малыми в бычьей крови (почти не содержащей эритроцитарных агрегатов) и в крови с добавкой веществ, предотвращающих агрегацию (фиг. 4). Зависимостям $R(t)$ для лошадиной крови (1), свиной крови (2) и лошадиной крови в растворе, предотвращающем агрегацию эритроцитов (3), отвечали значения γ_1^* , равные соответственно 105, 110.4 и 105 сек^{-1} и значения γ_2^* , равные 108.5, 113 и 103 сек^{-1} .

Рассеяние света от поверхности кюветы зависит от структуры тонкого слоя крови вблизи стенки. Эта структура определяется рядом факторов (степенью агрегированности эритроцитов; вращением, ориентацией и формой агрегатов и отдельных эритроцитов; толщиной свободного от эритроцитов пристеночного слоя плазмы), в свою очередь зависящих от скорости сдвига в потоке.

Основываясь на данных экспериментов и некоторых оценках, можно сказать, что наблюдаемое поведение оптического сигнала не объясняется полностью ни одним из перечисленных факторов, кроме агрегационного.

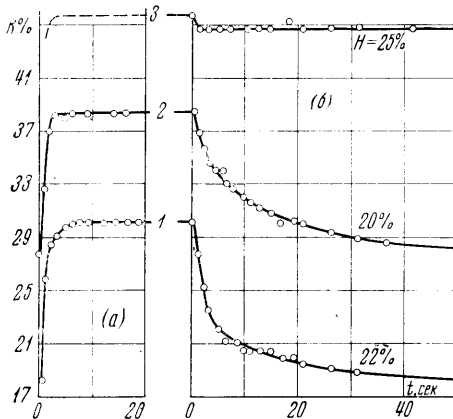
О прямой зависимости оптического эффекта от изменений степени агрегированности эритроцитов свидетельствуют слабые изменения стационарного сигнала при больших скоростях сдвига (когда произошел уже полный распад агрегатов), тенденция к уменьшению времени переходного режима при разгоне до больших скоростей (когда распад ускоряется при больших гидродинамических силах, действующих на агрегаты) и особенно соответствие между величинами изменения сигнала и данными

об агрегационных свойствах крови (например, для крови животных различных видов).

Структура потока продолжает изменяться и после установления постоянной средней скорости (в частности, нулевой), так как распад и образование агрегатов не происходят мгновенно во всем объеме потока. Соответственно существуют и оптические переходные режимы. Медленное изменение сигнала после остановки потока отражает при этом процесс образования агрегатов за счет слипания частиц при случайных столкновениях.

Величина R может, таким образом, рассматриваться как мера агрегированности эритроцитов (вблизи отражающей поверхности).

Можно ввести понятие равновесной степени агрегированности и соответствующую ей величину $R_0(H, \dot{\gamma}^*)$, определив их как предельные значения, кото-



Фиг. 4

рые устанавливаются в фиксированной жидкой частице после бесконечно долгого пребывания в потоке с постоянной скоростью сдвига $\dot{\gamma}^*$ и не зависит от начального состояния частицы. Если до кюветы поток будет проходить достаточно длинный путь при том же уровне скоростей сдвига, который поддерживается в кювете, то можно ожидать совпадения величин $R_\infty(H, \dot{\gamma}^*)$ и $R_0(H, \dot{\gamma}^*)$. В общем случае они не совпадают и $R_\infty(H, \dot{\gamma}^*)$ зависит от условий течения до входа в кювету.

Представляет интерес сопоставление данных об оптических и реологических свойствах крови. Заметим, прежде всего, что скорости сдвига, при которых слабо меняется оптический сигнал и кажущаяся вязкость (заведомо сильно зависящая от степени агрегированности), совпадают по порядку величины, что служит косвенным подтверждением связи оптического эффекта с агрегацией эритроцитов. При отсутствии агрегатов проявляется слабый оптический эффект и слабая зависимость кажущейся вязкости от скорости сдвига (см. [5]). Возможно, что причиной обоих явлений служит вращение частиц и образование пристеночного слоя, которые, как показано в [8], могут приводить к слабой неньютоновости неагрегированной среды.

Известны эксперименты, в которых сделаны попытки исследовать тиксотропию крови по динамике изменений вращающего момента при пуске и остановке ротационного вискозиметра. Было показано, что момент скручивания нити подвеса выходит на стационарное значение быстрее при больших скоростях сдвига [7]. Это соответствует отмеченным выше тенденциям оптического переходного режима. Заметим, что оптические измерения свободны от влияния механических инерционных эффектов, присущих измерениям с помощью вискозиметра.

Для описания реологических свойств крови обычно применяют модели нелинейно-вязкой жидкости (чаще всего, модель Кессона), считая, что они достаточно точно отражают эффекты, связанные с агрегацией эритроцитов. Согласно экспериментальным данным, характерные времена распада агрегатов под влиянием гидродинамических сил и их формирования в результате хаотического движения и столкновений по порядку величины равны соответственно t_1 и t_2 . Поэтому ни моделью Кессона, ни любой другой реологической моделью типа $T = 2\mu D$ (T — тензоры вязких напряжений и скоростей деформации, μ — коэффициент вязкости, зависящий только от инвариантов тензора D) нельзя пользоваться для описания быстропеременных процессов, например пульсирующего течения в артериях, где период изменения скорости меньше, чем t_1 и тем более t_2 . Аналогичные выводы могут быть сделаны и для других неньютоновских жидкостей с нелинейной вязкостью, поскольку время разрушения и восстановления структуры, обуславливающей нелинейность, всегда конечно.

ЛИТЕРАТУРА

1. Zijlstra W. G., Mook G. A. Medical reflection photometry. Assen, 1962.
2. Brinkman R., Zijlstra W. G., Jansonius N. J. Quantitative evaluation of the rate of rouleaux formation of erythrocytes by measuring light reflection («syllectometry»). Koninkl. Nederl. Acad. van Wetenschappen, Amsterdam, Proc. Ser. C., 1963, vol. 66, No. 3.
3. Jansonius N. J., Zijlstra W. G. Various factors influencing rouleaux formation of erythrocytes studied with the aid of syllectometry. Koninkl. Nederl. Acad. van Wetenschappen, Amsterdam, Proc., Ser. C, 1965, vol. 68, No. 2.
4. Mook G. A., Osypka P., Sturm R. E., Wood E. H. Fibre optic reflection photometry on blood. Cardiovasc. Res., 1968, vol. 2, No. 1.
5. Павловский Ю. Н., Регирер С. А., Скобелева И. М. Гидродинамика крови. Итоги науки. Гидромеханика, 1968, М., ВИНТИ, 1970.
6. Lew H. S., Fung Y. C. Entry flow into blood vessels at arbitrary Reynolds number. J. Biomech., 1970, vol. 3, No. 1.
7. Cokelet G. R., Merrill E. W., Gilliland E. R., Shin H., Britten A., Wells R. E. The rheology of human blood-measurement near and at a zero shear rate. Trans. Soc. Rheol., 1963, vol. 7.
8. Попель А. С., Регирер С. А. Об основных уравнениях гидродинамики крови. Научн. тр. Ин-та механ. МГУ, 1970, № 1.
9. Левтов В. А., Шадрин Н. Х. О зависимости яркости крови от скорости кровотока. Физиол. ж., 1971, № 1.

УДК 532.546.013.2:532.546.06

НЕУСТАНОВИВШАЯСЯ ФИЛЬТРАЦИЯ ИЗ ЭКРАНИРОВАННЫХ ВОДОХРАНИЛИЩ И НАКОПИТЕЛЕЙ ПРОМСТОКОВ

Б. С. ШЕРЖУКОВ

(Москва)

Рассмотрена осесимметричная задача неустановившейся фильтрации из водохранилища или накопителя промстоков круговой в плане формы.

Расчеты фильтрации из водохранилищ наливного типа, накопителей промстоков и растворохранилищ производятся обычно в предположении, что уровень на границе (в водохранилище или накопителе) постоянен [1-4]. Зависимости для ступенчатого графика изменения уровня во времени получают суперпозицией решений, отвечающих первому случаю. Получены также решения для условий изменения уровня на границе во времени по некоторому заранее заданному закону: линейному [5], степенному [6] или параболическому [7]. Вместе с тем при решении многих задач требуется принимать условия постоянства подаваемого в водохранилище или накопитель расхода жидкости, когда фильтрационный расход, а следовательно, и уровень на границе заранее неизвестны и должны определяться из решений самой задачи. Одномерная задача неустановившейся фильтрации из водохранилищ и накопителей промстоков удлиненной в плане формы с заданным постоянным расходом подачи или отбора жидкости рассмотрена Н. Н. Веригиным и автором в работе [8]. При этом учитывались неполнота вскрытия водоносного горизонта и сопротивление противофильтрационного экрана.

Считаем, что накопитель (или водохранилище) радиуса r_0 выполняется в водонепроницаемом пласте с постоянной проводимостью $km = \text{const}$, где k и m — коэффициент фильтрации и мощность нижнего проводящего пласта (фиг. 1). Уровень подземных вод располагается в покровном слое грунта с коэффициентом фильтрации k^* и свободной пористостью δ , причем $k^* \ll k$; начальное значение напора в нижнем пласте $h_0 = \text{const}$. Накопитель имеет экранирующую облицовку толщиной m_0 с коэффициентом фильтрации k_0 ; мощность грунтов в его основании m_1 .

Во внутренней области $0 \leq r \leq r_0$ под накопителем принимается жесткий режим фильтрации, характеризуемый дифференциальным уравнением [9]

$$\frac{d^2 h_1}{dr^2} - \frac{1}{r} \frac{dh_1}{dr} - \gamma [h_1 - H(t)] = 0, \quad \gamma^2 = \frac{k_0}{km_0 m_1} \quad (1)$$

где $h_1(r)$ и $H(t)$ — напоры в области под накопителем и в самом накопителе.