

Оценка реологических свойств потока биожидкости в каналах капиллярных вискозиметров

Аннотация

Представлены результаты разработки капиллярного вискозиметра с возможностью оценки динамической вязкости биологической пробы малого объема. Основным элементом конструкции этого устройства является полимерная пористая пленка. Диаметр пор такой пленки соизмерим с размером молекул раствора моно- и полисахарида.

Введение

Развитие технологий, применяемых в медицине, опирается на современные научные теории. Здесь немалый интерес ученых обращен к микрофлюидике – области научных знаний о течениях в микроканалах [1]. Особое внимание исследователей уделяется разработке микрофлюидных аналитических систем, использующих малые микролитровые объемы биологических проб. Именно эта особенность позволяет разрабатывать и совершенствовать медицинские диагностические системы [2], в том числе вискозиметр – устройство для измерения реологических параметров биологических жидкостей.

Из известных методик вискозиметрии можно выбрать капиллярный метод, отличающийся высокой чувствительностью и малой погрешностью измерений. При этом измерение динамической вязкости потока биологической жидкости происходит в микрокапиллярной системе, созданной на основе полиэтилентерефталатной (ПЭТФ) пленки [3]. Течение в каналах такой системы, как правило, ламинарное.

В состав всех биологических жидкостей входят растворы углеводов и белков. Именно поэтому объектом исследований был выбран 40%-ный раствор глюкозы [4], [5]. В то же время реологические свойства биологических жидкостей зависят от градиента скорости потока, имеющего неньютоновский характер течения. Поэтому для оценки реологических свойств таких объектов исследования могут использоваться методики анализа потока структурированных жидкостей, являющихся аналогами жидких кристаллов [6].

Материалы и методы

В начале исследований были изготовлены четыре экспериментальных образца по разработанному эскизу (рис. 1).

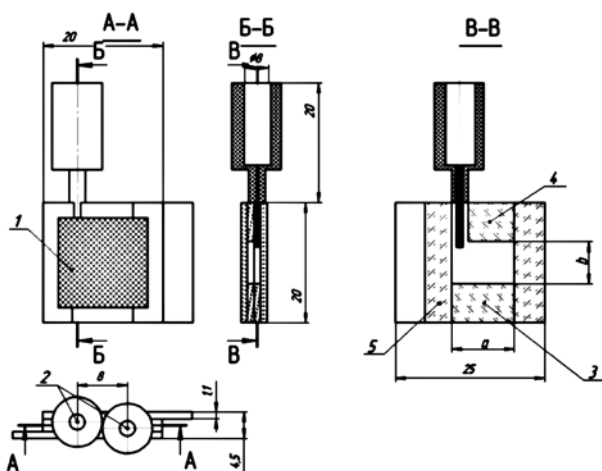


Рис. 1. Эскиз экспериментального образца: 1 – ПЭТФ-пленка; 2 – расширительные емкости; 3...5 – стеклянные пластины

Экспериментальные образцы изготавливались из двух стеклянных пластин, между которыми формировался прямоугольный зазор, заполняемый биологической жидкостью. Фикси-

рованное расстояние между этими пластинами определяет положение рабочей области зазора и поддерживается за счет дополнительного слоя из стеклянных пластин, нанесенного на основания образца. Размер такого зазора составляет: по толщине – 2 мм (ось Z на рис. 2), по длине – 7 мм (размер a на рис. 2 по оси X) и по высоте – 6 мм (размер b на рис. 2 по оси Y). В центре рабочей области располагается пористая ПЭТФ-пленка, которая имеет толщину $L = 23$ мкм и выполняет функции микрокапиллярного русла, состоящего из параллельно расположенных цилиндрических пор [7]. Это композитный материал, основными параметрами которого являются средний радиус пор $R_{\text{поры}}$ ($R_{\text{поры}} = d / 2$), пористость пленки N_0 , а также ориентация пор относительно поверхности пленки и их форма. По обеим сторонам ПЭТФ-пленки диагонально размещены расширительные емкости, при помощи которых формируется течение Пуазейля в зазоре за счет подачи на открытые торцы ячейки знакопеременного перепада давления. Размеры эффективной площади пленки $S_{\text{эфф}}$, через которую протекает биожидкость, и основные параметры пористых пленок для четырех экспериментальных образцов приведены в табл. 1. Расширительные емкости изготавливались из медицинского пластика, что поясняет отсутствие влияния сопротивления стенок трубок на поток биожидкости. Здесь были использованы иглы В. Braun Sterican с внешним диаметром 0,8 мм и корпус инсулинового шприца с диаметром $D = 4,54$ мм. В одном из образцов расширительные емкости были изготовлены из катетеров Панченкова с диаметром $D = 1$ мм. Основные параметры образцов приведены в табл. 1.

Таблица 1

Основные геометрические параметры экспериментальных образцов

Номер образца	Пористость пленки N_0 , пор/см ²	Площадь пленки $S_{\text{эфф}}$, см ²	Диаметр пор d , мкм	Диаметр канала D , мм
1	$4,0 \cdot 10^6$	0,46	2,0	4,54
2	$1,5 \cdot 10^7$	0,48	1,0	4,54
3	$2,5 \cdot 10^7$	0,36	0,8	4,54
4	$3,2 \cdot 10^8$	0,49	0,3	1,00

Необходимо учитывать, что средняя скорость ламинарного потока при выходе из канала поры будет направлена под углом β относительно нормали к пленке.

Модель основана на теории затухающего потока, создаваемого медленно изменяющимся градиентом гидростатического давления, пропорционального разности уровней биожидкости в цилиндрических расширительных емкостях. При этом поток проходит через пористую ПЭТФ-пленку с цилиндрическими порами, обладающую высоким гидродинамическим сопротивлением (рис. 2). Расчет динамической вязкости основан на измерении характерного времени затухания потока. Объемный расход жидкости является постоянной величиной в различных сечениях гидродинамической схемы [8].

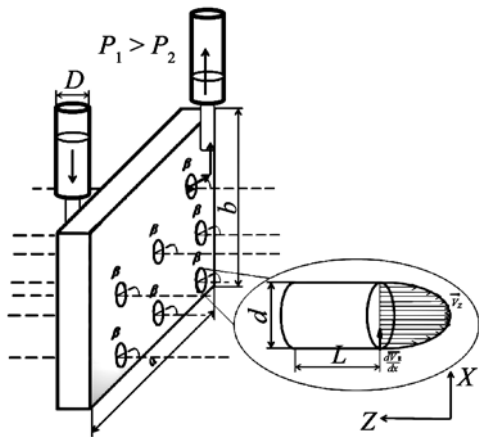


Рис. 2. Схема и геометрия течения в образцах

При сдавливании спринцовки в одной из расширительных емкостей начальное положение уровня мениска биожидкости меняется. Эта разница ΔH уменьшается со временем до полного прекращения движения биоматериала, что зависит от динамической вязкости потока η . Для слабого потока линейная аппроксимация обоснована и поток может рассматриваться как квази뉴тоновская жидкость.

В исследуемой цилиндрической расширительной емкости формируется течение, которое описывается формулой Пуазейля, где $\Delta P(t)$ – гидростатический перепад давления:

$$Q = \frac{\pi R^4 \Delta P(t)}{8\eta L}.$$

Начальные условия имеют следующий вид: $\Delta P(t=0) = P_{\max}$ и $\Delta H(t=0) = H_{\max}$.

Заметим, что формула Пуазейля работает для описания ламинарного течения. Здесь рассчитаем число Рейнольдса для экспериментального образца и эталонной жидкости – этанола ($T = 25^\circ\text{C}$, $\rho = 785,22 \text{ кг/м}^3$, $\eta = 1,096 \cdot 10^{-3} \text{ Па}\cdot\text{с}$), где R_e – число Рейнольдса; $\rho_{\text{ж}}$ – плотность жидкости, кг/м^3 ; v – скорость движения жидкости (м/с):

$$R_e = \frac{\rho_{\text{ж}} v D}{\eta}.$$

Для $D = 4,54 \text{ мм}$ $R_{e \text{ спирта}} = 425 < R_{e \text{ кр}} = 2300$, а для $D = 1 \text{ мм}$ $R_{e \text{ спирта}} = 93,6 < R_{e \text{ кр}} = 2300$.

Полученные результаты подтверждают ламинарный характер течения.

Для квазистационарного ослабления потока в каждый момент движения жидкости давление разное и может описываться выражением

$$\Delta P(t) = \rho g \Delta H(t). \quad (1)$$

Тогда для уровней перепадов давления ΔP и ΔH можно записать дифференциальные уравнения

$$\frac{d(\Delta P)}{dt} = -\frac{\Delta P}{\tau} \quad \text{и} \quad \frac{d(\Delta H)}{dt} = -\frac{\Delta H}{\tau},$$

где τ – время релаксации уровня менисков биожидкости, с.

Формируемый гидростатический перепад давления ΔP в расширительных емкостях вызывает ослабление сдвигового потока экспоненциально по времени. Учитывая уравнение (1), можно связать динамическое распределение перепада давления ΔP с изменением разности уровней менисков ΔH : $\Delta H / \Delta H_{\max} = e^{-t/\tau}$.

Вязкие потери давления ΔP_{η} , возникающие в канале, соединяющем открытые края трубок экспериментального образца, пропорциональны объемному расходу жидкости $Q = dV/dt$, где V – это объем жидкости, протекающий через поперечное сечение канала.

Связь между объемным расходом Q и скоростью изменения уровня мениска биожидкости ΔH определяется выражением

$$Q = \frac{S}{2} \frac{d(\Delta H)}{dt}, \quad (2)$$

где $S = \pi D^2 / 4$ – площадь сечения открытой трубы.

С другой стороны, можно применить гидродинамическое уравнение и учесть уравнение (2). Тогда вязкие потери давления определяются как

$$\begin{aligned} \Delta P_{\eta} &= -R_{\text{эфф}} Q = -R_{\text{эфф}} \frac{\pi D^2}{4 \cdot 2} \frac{d(\Delta H)}{dt} = \\ &= -R_{\text{эфф}} \frac{\pi D^2}{8} \left(-\frac{\Delta H}{\tau} \right), \end{aligned} \quad (3)$$

где $R_{\text{эфф}}$ – гидродинамическое сопротивление капилляра, имеющего эффективную площадь протекания биожидкости через поры ПЭТФ-пленки.

Рассчитаем эффективный радиус всех задействованных пор в микрокапиллярном русле:

$$R^4 = R_{\text{поры}}^4 \cdot N_0 \cdot S_{\text{эфф}},$$

Тогда эффективное гидродинамическое сопротивление из гидродинамического уравнения (3)

$$R_{\text{эфф}} = \frac{8L\eta}{\pi R_{\text{поры}}^4 \cdot N_0 \cdot S_{\text{эфф}}}, \quad (4)$$

где $R_{\text{поры}}$ – радиус одной поры; N_0 – пористость пленки, указанная производителем; $S_{\text{эфф}} = a \cdot b$ – эффективная площадь пленки, через которую протекает биологическая жидкость.

При этом эффективный геометрический коэффициент, зависящий только от размеров капилляра,

$$K_c^{\text{эфф}} = \frac{\eta}{R_{\text{эфф}}} = \frac{\pi R_{\text{поры}}^4 \cdot N_0 (a \cdot b)}{8L\eta}.$$

Таким образом, с учетом формул (3) и (4) получим расчет динамической вязкости:

$$\eta = \frac{\tau \cdot \rho g R_{\text{поры}}^4 N_0 (a \cdot b)}{L \cdot D^2}. \quad (5)$$

Проведенный эксперимент состоял из двух этапов. Первый – исследование затухающего потока этанола в экспериментальных образцах, реологические свойства которого хорошо изучены. Результатом первого этапа должна была стать калибровка экспериментальных образцов по определению погрешности повторяемости измерений и определению эффективного геометрического коэффициента $K_c^{\text{эфф}}$. Второй – исследование динамической вязкости в потоке биожидкостного мономера, протекающего через пористую ПЭТФ-пленку экспериментального образца. Для определения погрешности измерений проводилась серия из пяти измерений вязкости этанола при одинаковых условиях для всех образцов.

В работе была определена следующая методика проведения измерений [9]. В образец заливалась исследуемая жидкость, и далее спринцовкой изменялся уровень ее менисков в расширительных емкостях. После этого фиксация разницы уровней менисков до достижения равновесного состояния проводилась при помощи веб-камеры «SVEN IC-525». Регистрируемые изображения анализировались, и определялись координаты уровней пикселей, после чего рассчитывались относительные значения уровней менисков $\Delta H / \Delta H_{\max}$, где $\Delta H = H_i - H_{\min}$, а $\Delta H_{\max} = H_{\max} - H_{\min}$. Далее в программном пакете «OriginPro 2018» строилась зависимость экспоненциального ослабления давления по времени ($\Delta H / \Delta H_{\max} = e^{-t/\tau}$) и определялось время релаксации τ менисков биологической жидкости.

Результаты измерений

Результаты определения времени релаксации затухающего потока этанола в экспериментальных образцах представлены на рис. 3.

Доверительный интервал для каждого образца рассчитывался по методике определения относительной погрешности прямых измерений и имел индивидуальное значение в преде-

лах от 3...6 %. На аналитических иллюстрациях также подтверждается экспоненциальный характер динамического изменения экспериментальных относительных разностей уровней менисков исследуемой жидкости. По результатам первичного анализа были рассчитаны значения динамической калибровочной вязкости для экспериментальных образцов по формуле (5). Итоговые результаты с учетом данных табл. 1 сведены в табл. 2. По приведенным в таблице значениям можно определить коэффициент соответствия табличных и экспериментальных значений динамической вязкости, связанный с тем, что величина среднего радиуса и плотность пор могут отличаться от заявленных производителем.

Таблица 2

Значения реологических параметров потока этанола в образцах

Номер образца	Температура измерений $T, ^\circ\text{C}$	Время релаксации $\tau, \text{с}$	Вязкость $\eta_{\text{экс}}, \text{сПз}$	Вязкость $\eta_{\text{табл}}, \text{сПз}$
1	27	61,20	1,804	1,039
2	22	236,3	1,732	1,160
3	27	320,8	1,197	1,039
4	29	97,36	2,574	1,012

Далее для всех экспериментальных образцов по описанной выше методике проводилось исследование реологических свойств 40%-ного раствора глюкозы [10]. Результаты анализа исследований приведены в табл. 3.

Таблица 3

Результаты исследований потока 40%-ного раствора глюкозы в образцах

Номер образца	Температура измерений $T, ^\circ\text{C}$	Время релаксации $\tau, \text{с}$	Вязкость $\eta_{\text{экс}}, \text{сПз}$	Вязкость $\eta_{\text{отн}}, \text{сПз}$	Вязкость $\eta_{\text{табл}}, \text{сПз}$
1	22	116,3	5,102	3,303	5,23
2	28	500,0	5,489	3,350	4,42
3	23	631,4	3,534	3,415	4,86
4	30	238,2	9,515	3,707	4,40

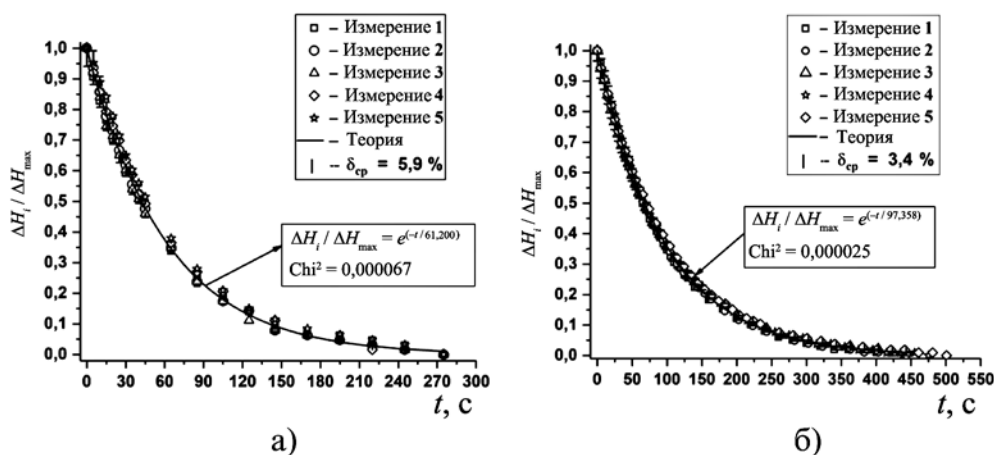


Рис. 3. Временные зависимости относительных разностей уровней менисков этанола в образце с диаметром пор ПЭТФ-пленки: а) $d = 2 \text{ мкм}$; б) $d = 0,3 \text{ мкм}$

Для более точного понимания результатов был проведен расчет относительного значения динамической вязкости формируемого релаксационного потока с учетом исследования калибровочной жидкости:

$$\eta_{\text{отн}} = \frac{\tau_{\text{биождкости}}}{\tau_{\text{спирта}}} \cdot \frac{\rho_{\text{биождкости}}}{\rho_{\text{спирта}}} \cdot \eta_{\text{спирта}} \quad (6)$$

Дело в том, что формула (6) позволяет определить значение динамической вязкости независимо от геометрических параметров экспериментального образца.

Полученные результаты показали хорошее соответствие по динамической вязкости с контрольными значениями и могут быть учтены при разработке капиллярного вискозиметра.

Список литературы:

1. Тепляшина Е.А., Моргунов А.В., Салмин В.В., Салмина А.Б. Микрофлюидика в биологии и медицине / Учеб. пособие для аспирантов, обучающихся по направлениям подготовки «Биологические науки», «Фундаментальная медицина», «Клиническая медицина». – Красноярск: КрасГМУ, 2015. 46 с.
2. Бервинова А.В., Кулешова Л.М., Завалиева Д.П., Власова А.А. Микродиализ и микрофлюидика – современные методы в биомедицинских исследованиях // Научное обозрение. Педагогические науки. 2019. № 5-2. С. 31-35.
3. Евстапов А.А. Наноразмерные структуры в микрофлюидных устройствах // Научное приборостроение. 2011. Т. 21. № 3. С. 3-16.
4. Равдель А.А., Пономарева А.М. Краткий справочник физико-химических величин. – СПб.: Иван Федоров, 2003. 240 с.
5. Немцева М.П., Филиппов Д.В., Федорова А.А. Реологические свойства коллоидных систем / Учебное пособие. – Иваново: Ивановский гос. хим.-технол. ун-т, 2016. 61 с.
6. Швайчак Э. Зависимость вязкости водного раствора гиалуроновой кислоты от ее микроструктуры. Часть 1 // Российский журнал биомеханики. 2003. Т. 7. № 3. С. 87-98.
7. Ельяшев Г.К., Курьин И.С., Лаврентьев В.К. Пористая структура, проницаемость и механические свойства микропористых пленок из полиолефинов // Физика твердого тела. 2012. Т. 54. № 9. 56 с.
8. Pasechnik S.V., Chigrinov V.G., Shmeliova D.V. Liquid Crystals: Viscous and Elastic Properties. – WILEY-VCH Verlag GmbH&Co.KGaA, Weinheim, 2009. 425 p.

9. Демьянов К.Н., Зенченко Г.А., Торчинская А.В. Вискозиметрические исследования свойств биожидкостей в полимерных пористых пленках [электронный ресурс] / Сб. трудов конференции «Оптотех-2018». – М.: МИРЭА, 2018. С. 806-812.
10. Блудова А.И., Торчинская А.В. Влияние конструкции пористых капиллярных вискозиметров на реологию биожидкостей [электронный ресурс] / Сборник трудов XIV Международной научной конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии – ФРЭМЭ'2020». – Владимир: ВлГУ, 2020. С. 179-183.

*Александра Владимировна Торчинская,
канд. физ.-мат. наук,
доцент,
кафедра «Электроэнергетические,
электрохимические и биотехнические системы»,
Московский авиационный институт
(национальный исследовательский университет),*

*Юрий Владимирович Страхов,
канд. технических наук, доцент,
кафедра «Менеджмент»,
Государственный академический университет
гуманитарных наук,
Анна Дмитриевна Смирнова,
бакалавр,
Усен Талгатұлы Усманов,
бакалавр,
кафедра «Электроэнергетические,
электрохимические и биотехнические системы»,
Московский авиационный институт
(национальный исследовательский университет),
г. Москва,
e-mail: torchinav@rambler.ru*

Международное научно-техническое общество приборостроителей и метрологов (МНТО ПМ) – издатель журнала «ПРИБОРЫ»

Международное научно-техническое общество приборостроителей и метрологов издает отраслевой научно-технический и производственный журнал «ПРИБОРЫ», отражающий состояние современного российского рынка приборостроительной продукции, интересы предприятий и потребителей, результаты деятельности разработчиков новых изделий и систем автоматизации, аналитические обзоры состояния этой сферы науки, техники и производства. Журнал ориентирован на широкий круг специалистов промышленности, предпринимателей, работников фирм и вузов, заинтересованных в систематическом получении актуальной и достоверной информации о выпускаемых в России и странах СНГ приборах и средствах автоматизации, о новых изделиях, предлагаемых потребителям, а также о действующих нормативных документах и рекомендациях. Журнал публикует материалы о новых методах измерений, сбора и представления измерительной и контрольной информации, новых конструкторских и технологических решениях, новых технологиях и материалах, составляющих основу создания новой конкурентоспособной продукции, осуществляет систематические публикации материалов по созданию и эксплуатации систем автоматизации различного назначения для отраслей промышленности, науки, по информационным технологиям, программно-техническим комплексам. Публикуется информация о профиле и продукции отдельных приборостроительных предприятий, их новых разработках, производственных и технологических возможностях и интересах. Тесные связи нашего Общества и редакции с Международной конфедерацией по измерениям (ИМЕКО) позволяют постоянно знакомить наших читателей с материалами этой весьма авторитетной международной профессиональной организации.

Журнал зарегистрирован в ВАК РФ как научное издание.

Журнал выходит 12 раз в год и распространяется по подписке.

В редакции можно оформить льготную подписку на 2022 год.
Стоимость годовой подписки (12 экз.) – 14400 руб.

Заявки принимаются по тел./факсу: (495) 695-10-71
или по e-mail: kavalero@mail.ru.

Более подробная информация о журнале «Приборы» – на сайте: www.pribory-smi.ru.