

УДК 532.135+616.1

НЕСТАЦИОНАРНЫЙ КАПИЛЛЯРНЫЙ ВИСКОЗИМЕТР ДЛЯ КРОВИ

В.Г. ЛЕЩЕНКО, М.В. ГОЛЬЦЕВ, Д.В. МАНСУРОВ, В.А. МАНСУРОВ

Белорусский государственный медицинский университет, Республика Беларусь

Поступила в редакцию 31 октября 2018

Аннотация. Работа посвящается разработке теоретических основ обработки результатов измерений и алгоритма обработки результатов для автоматизации измерений для нестационарного капиллярного вискозиметра. Предложенный алгоритм позволяет достичь быстродействия измерений и получить гемореологические данные для диагностических целей с удовлетворительной степенью точности. Приводится сравнение результатов, полученных при использовании нестационарного капиллярного вискозиметра, с результатами, достигнутыми при использовании стандартного ротационного вискозиметра.

Ключевые слова: нестационарный капиллярный вискозиметр, алгоритм обработки результатов реологические свойства крови.

Abstract. The work is devoted to the development of the theoretical foundations of the processing of measurement results and the algorithm for processing the results for automating measurements for a non-stationary capillary viscometer. The proposed algorithm allows achieving measurement performance and obtaining hemorheological data for diagnostic purposes with a satisfactory degree of accuracy. The results obtained with use of non-stationary capillary viscometer are compared with results achieved with use of rotational viscometer.

Keywords: non-stationary capillary viscometer, processing of measurement results, rheological properties of blood.

Doklady BGUIR. 2018, Vol. 117, No. 7, pp. 30-35

Data processing of non-stationary capillary viscometer for blood

V.G. Leshchenko, M.V. Goltsev, D.V. Mansurov, V.A. Mansurov

Введение

С реологическими свойствами крови связаны многие патологии человеческого организма, также эти свойства могут быть связаны с условиями физической нагрузки. Измерения этих свойств могут дать дополнительные диагностические возможности [1]. Существуют масса специальных приборов для измерения реологических показателей крови. В основном все эти измерительные средства являются стационарными приборами (не мобильными). Ротационные вискозиметры обладают высокой точностью и позволяют использовать различные методики измерения, но требуют значительного количества образца и продолжительного времени измерения. Напротив, капиллярные вискозиметры могут работать и с малыми объемами образца крови и могут быть выполнены в виде миниатюрных измерительных приборов. При определенных условиях эти вискозиметры могут быть быстродействующими, при этом охватывать широкий диапазон скоростей сдвига, что достигается нестационарными измерениями [2]. Быстродействующий вискозиметр позволяет измерить реологические характеристики крови без коагулянтов, применение которых может исказить результаты измерений.

Одним из принципов действия нестационарного капиллярного вискозиметра является принцип, предложенный в устройстве для определения кривой течения образцов цельной

крови [3]. Это устройство представляет собой капиллярный вискозиметр с двойной напорной трубкой (два резервуара, создающих гидростатическое давление) [3]. Измерительная система устройства основана на измерении высоты столба крови (жидкости) в противоположно расположенных напорных трубках (резервуарах), одна из которых заполняется кровью. Напорные трубки соединены капилляром с известными геометрическими размерами. Кровь (жидкость) протекает через капилляр под действием гидростатического давления (напора), определяемого высотой столба крови, которая изменяется во времени. Измерение высоты столба жидкости производится оптическим методом, что требует две оптически прозрачных напорных трубки (два резервуара). На основе этого принципа было разработано и построено устройство для определения гемореологических индексов, позволяющего посредством капиллярных реологических измерений кривой течения одного образца цельной крови, определить реологические параметры крови (кривую течения) и показатель гематокрита, используя методы измерения импеданса [4].

Основная задача данной работы – разработка теоретических основ обработки результатов нестационарных измерений и алгоритма обработки результатов и его апробация посредством сравнения результатов данного метода с данными ротационного вискозиметра.

Для апробации данного алгоритма было проведено сравнение двух способов измерений – с помощью нестационарного капиллярного вискозиметра и обычного ротационного вискозиметра на образце цельной крови, взятой у здорового донора, с использованием антикоагулянта (гепарин).

Устройство нестационарного вискозиметра

Основной узел (рис. 1) состоит из металлического корпуса, в котором находятся два резервуара, соединенных между собой капилляром прямоугольной формы. На рис. 2 представлено схематическое изображение щелевого вискозиметра.

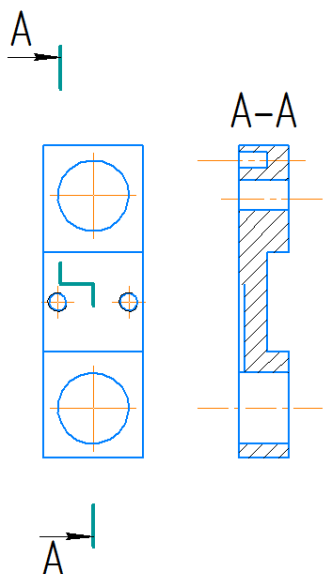


Рис. 1. Основной узел нестационарного вискозиметра

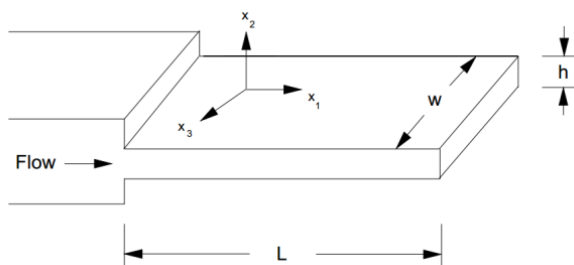


Рис. 2. Щелевой вискозиметр

Уровень жидкости в резервуарах измеряется кондуктометрическим способом. По осевой линии резервуара расположены цилиндрические электроды, позволяющие измерять электрическое сопротивление жидкости, находящейся в резервуарах. Эти сопротивления включены в цепь отрицательной обратной связи операционных усилителей. Коэффициент усиления этих усилителей будет зависеть от сопротивлений, определяемых высотами столба жидкости H_1 и H_2 , находящейся в резервуарах. На неинвертирующие входы операционных усилителей от программно-управляемого генератора подается переменное напряжение прямоугольной формы постоянной амплитуды U_{in} . Таким образом, выходные напряжения

операционных усилителей будут зависеть от высоты столба жидкости в резервуарах. Разность выходных напряжений ΔU будет определяться разностью высот жидкостей в резервуарах:

$$\Delta U = \frac{2\pi \cdot R_m}{\rho \cdot \ln(R/r)} (H_1 - H_2) \cdot U_{in}, \text{ где } \rho - \text{удельное электрическое сопротивление жидкости,}$$

R_m – сопротивление в цепи обратной связи, R и r – радиусы резервуара и электрода. Измеренная таким образом разность высот определяет перепад давления между резервуарами (рис. 3).

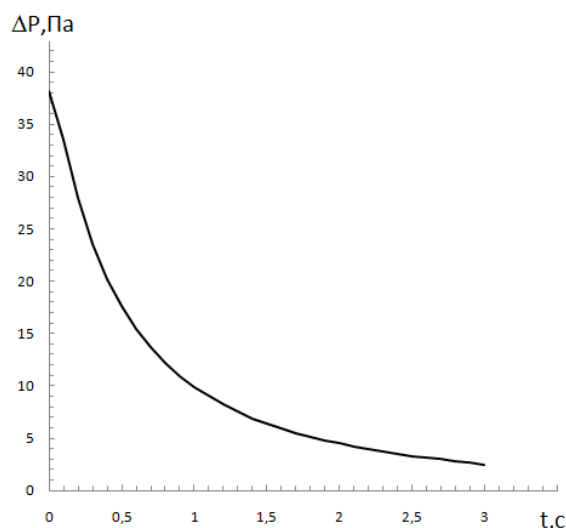


Рис. 3. Изменение перепада давления, приложенного к капилляру

Устройство работает следующим образом. Один из резервуаров заполняется исследуемым образцом крови. Под действием гидростатического давления образец перетекает через капилляр в свободный (незаполненный) резервуар до уравнивания уровней жидкости в резервуарах. Величина этого уровня определяет гидростатическое давление. Поскольку гидростатическое давление изменяется с высотой столба жидкости (крови) в зависимости от заполнения резервуаров, то изменяется объемная скорость течения жидкости, протекающей через капилляр. Таким образом, становится известной взаимосвязь между гидростатическим давлением и объемной скоростью течения жидкости. Эта взаимосвязь служит основной для вычисления кажущейся вязкости и скорости сдвига на стенке капилляра.

Методы расчета реологических свойств

Основа разработанного устройства – капилляр прямоугольной формы (щель). Жидкость под действием внешнего давления движется по капилляру длиной L , при этом за счет вязких сил на капилляре создается перепад давления $\cdot P$ (рис. 2). Расход жидкости Q , текущей через

капилляр связан следующим соотношением $Q = \frac{w}{2} \left(\frac{h}{\tau_w} \right)^2 \int_0^{\tau_w} \tau \cdot f(\tau) d\tau$. Здесь w , h , L – ширина,

высота и длина капилляра (см. рис. 2); $\tau_w = (\Delta P \cdot h) / (2L)$ – напряжение сдвига на стенке капилляра; $\dot{\gamma} = f(\tau)$ – неизвестная реологическая функция (взаимосвязь напряжения сдвига τ и скорости сдвига $\dot{\gamma}$). Расход жидкости в капилляре связан со скоростью движения жидкости в резервуаре

$$Q = S \cdot dH/dt, \tag{1}$$

где S – площадь поперечного сечения резервуара, H – уровень жидкости в резервуаре.

В свою очередь перепад давления при известной плотности жидкости ρ и ускорении свободного падения g будет определяться как $\Delta P(t) = \rho g (H_2(t) - H_1(t))$.

В данном случае высота уровня жидкости, измеренная кондуктометрическим способом, оцифровывается 10-битным преобразователем, равномерный интервал выборки – 200 мс. Выборка производится при 20-кратном динамическом диапазоне изменения разности высот и наличии измерительного шума. Найти производную от этой разности весьма сложно. Одним из способов численного нахождения производной на равномерной сетке является метод регуляризации интегрального уравнения, предложенный А.Н. Тихоновым [5]. Он использует все экспериментальные данные, учитывает экспериментальные ошибки и не производит новых вычислительных ошибок. Точность приближенного решения может быть выражена в виде суммы квадратов отклонений этого решения от экспериментальных данных s_1 . Гладкость приближенного решения обеспечивается посредством минимальности суммы квадратов отклонений второй производной во внутренних точках дискретизации s_2 . Процедура регуляризации заключается в нахождении минимума линейной комбинации этих компонентов $s_1 + \lambda \cdot s_2$, где λ – произвольно выбираемый параметр регуляризации.

Из уравнения (1) следует, что высота уровня и текущий расход связаны интегральным уравнением Вольтерра первого рода с ядром $K = 1$:

$$H(t) = \frac{1}{S} \cdot \int_0^t K(\xi, t) \cdot Q(\xi) d\xi, \quad (2)$$

здесь $H(t)$ известная (измеренная) функция и $Q(t)$ – искомая функция, вычисляемая как результат процедуры регуляризации.

Для вычисления скорости сдвига на стенке прямоугольного капилляра при неизвестной реологической функции воспользуемся приемом Рабиновича-Муни.

$$\dot{\gamma}_w = f(\tau_w) = \frac{2n' + 1}{3n'} \cdot \Gamma, \quad (3)$$

где n' – так называемая логарифмическая производная $n' = d \ln(\tau_w) / d \ln(\Gamma)$, $\Gamma = 6Q / (h^2 w)$ – псевдоскорость сдвига.

Вычисления логарифмической производной необходимо производить численным методом, причем равномерная выборка по времени порождает неравномерный интервал аргумента в зависимости $\tau_w(\Gamma)$, хотя и функция и аргумент являются равномерными

выборками. $\frac{d \ln(\tau_w)}{d \ln(\Gamma)} = \frac{\Gamma \cdot d\tau_w}{\tau_w \cdot d\Gamma} \approx \frac{\Gamma \cdot \Delta\tau_w}{\tau_w \cdot \Delta\Gamma}$. Используя численное дифференцирование, методом

центральных разностей можем получить

$$n'_i \approx \frac{\Gamma_i \cdot (\tau_{w,i+1} - \tau_{w,i-1})}{\tau_{w,i} \cdot (\Gamma_{i+1} - \Gamma_{i-1})}, \quad (4)$$

где $i = 1 \dots N$ – номер выборочного значения.

Алгоритм вычисления реологической функции $\dot{\gamma}_w = f(\tau_w)$ из нестационарных измерений состоит из двух этапов: 1) определение текущего расхода из интегрального уравнения (2); 2) определение самой реологической функции из уравнения (3), используя логарифмическую производную, вычисленную по выражению (4). Данный алгоритм реализован на VBA как макрос табличного редактора EXCEL.

Результаты

Время измерения для прямоугольного капилляра сечением $0,8 \times 0,8$ мм и длиной 10 мм составило около 3 с, для измерения кривой течения этого же образца потребовалось 8 мин. Диапазон изменения скоростей сдвига находился в пределах $3-300 \text{ с}^{-1}$. На рис. 4 в сравнении представлены кривая течения, полученная с помощью приведенного алгоритма обработки данных нестационарного капиллярного вискозиметра, и кривая, полученная на основе данных ротационного вискозиметра. Из рисунка можно заключить, что имеется удовлетворительное согласие между результатами, полученными с использованием нестационарного капиллярного вискозиметра, и результатами, полученными с помощью ротационного вискозиметра.

Это свидетельствует о работоспособности предложенной методики и ее реализации в виде представленного алгоритма.

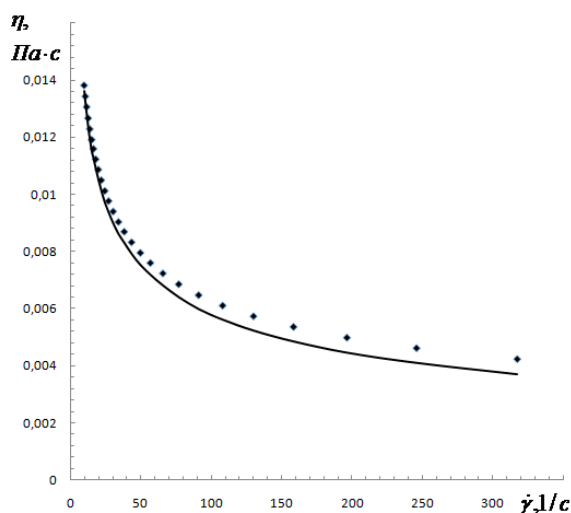


Рис. 4. Сравнение с данными ротационного вискозиметра (линия – нестационарный капиллярный вискозиметр, точки – ротационный вискозиметр)

Заключение

Предложен метод измерения гемореологических параметров с использованием нестационарного капиллярного вискозиметра; разработаны теоретические основы обработки результатов измерений и алгоритма автоматизации измерений для нестационарного капиллярного вискозиметра. Предложенный алгоритм позволяет достичь быстродействия измерений и получить гемореологические данные для диагностических целей с удовлетворительной степенью точности. Время полного цикла измерений составляет около 3 с при изменении, в то время как для ротационного вискозиметра в том же диапазоне скоростей сдвига требуется около 8 мин. Диапазон изменения скоростей сдвига находился в пределах 3–300 с⁻¹. Сравнение результатов с данными стандартного ротационного вискозиметра показало удовлетворительное согласие между двумя этими методами.

Список литературы

1. Baskurt K. Pathophysiological Significance of Blood Rheology // Turk. J Med Sci. 2003. Vol. 33. P. 347–355.
2. Determination of the blood viscosity and yield stress with a pressure- scanning capillary hemorheometer using constitutive models / Byung-Kwon Lee [et al.] // Korea-Australia Rheology Journal. March 2011. Vol. 23, No. 1. P. 1–6.
3. Kensey Kenneth, Hogenauer William N., Kim Sangho, Cho Young. Dual riser/single capillary viscometer / U.S. Patent № 6,745,615.
4. Митьковская Н.П., Герасименко Д.С., Лещенко В.Г., Гольцев М.В., Мансуров Д.В., Мансуров В.А. Устройство для определения гемореологических индексов / Пат. Республики Беларусь № 11640.
5. Тихонов А.Н., Арсенин В.Я. Методы решения некорректных задач. М.: Наука, 1979. 283 с.

References

1. Baskurt K. Pathophysiological Significance of Blood Rheology // Turk. J Med Sci. 2003. Vol. 33. P. 347–355.
2. Determination of the blood viscosity and yield stress with a pressure- scanning capillary hemorheometer using constitutive models / Byung-Kwon Lee [et al.] // Korea-Australia Rheology Journal. March 2011. Vol. 23, No. 1. P. 1–6.

3. Kensey Kenneth, Hogenauer William N., Kim Sangho, Cho Young. Dual riser/single capillary viscometer / U.S. Patent № 6,745,615.
4. Mit'kovskaja N.P., Gerasimenok D.S., Leshhenko V.G., Gol'cev M.V., Mansurov D.V., Mansurov V.A. Ustrojstvo dlja opredelenija gemoreologicheskikh indeksov / Pat. Respubliki Belarus' № 11640. (in Russ.)
5. Tihonov A.N., Arsenin V.Ja. Metody reshenija nekorrektnyh zadach. M.: Nauka, 1979. 283 s. (in Russ.)

Сведения об авторах

Лещенко В. Г. к.ф.-м.н., доцент, доцент кафедры медицинской и биологической физики Белорусского государственного медицинского университета.

Гольцев М.В., к.ф.-м.н., доцент, заведующий кафедрой медицинской и биологической физики Белорусского государственного медицинского университета.

Мансуров Д.В. старший инженер УП «Фарнел».

Мансуров В.А., к.т.н., доцент, доцент кафедры медицинской и биологической физики Белорусского государственного медицинского университета.

Information about the authors

Leshchenko V.G. PhD, associate professor, associate professor of the department of medical and biological physics of Belarusian state medical university.

Gol'tsev M.V., PhD, associate professor, head of department of medical and biological physics of Belarusian state medical university.

Mansurov D.V., senior engineer of UE Farnell.

Mansurov V.A., PhD, associate professor, associate professor of the department Medical and biological physics of Belarusian state medical university.

Адрес для корреспонденции

220116, Республика Беларусь,
г. Минск, пр. Дзержинского, 83
Белорусский государственный
медицинский университет
тел. +375-33-633-11-57;

Мансуров Валерий Анатольевич

Address for correspondence

Republic of Belarus, 220116
Minsk, Dzerzhinsky ave., 83
Belarusian state
medical university
tel. +375-33-633-11-57;

Mansurov Valery Anatol'evich