

УДК 621.317.08

**М.А. Сидорова, Н.А. Сержантова****ОСОБЕННОСТИ ПРИМЕНЕНИЯ ИНСТРУМЕНТАЛЬНЫХ МЕТОДОВ  
ИЗМЕРЕНИЯ ВЯЗКОСТИ КРОВИ ЧЕЛОВЕКА**

*Рассмотрены современные приборы и методы исследования вязкости, применяемые в медицине, проведен анализ информативной значимости параметра «вязкость крови» при постановке диагноза.*

*Вязкость; измерения; метод; вискозиметрия.*

**M.A. Sidorov, N.A. Serzhantova****FEATURES OF APPLICATION OF TOOL MEASUREMENT METHODS  
OF BLOOD VISCOSITY OF THE PERSON**

*Modern devices and methods of the viscosity research, applied in medicine are considered, the analysis of the informative importance «blood viscosity» parameter is lead at statement of the diagnosis.*

*Viscosity; measurements; a method; Viscosmetry.*

В настоящее время актуальной проблемой для общества является диагностика сердечно-сосудистых заболеваний, разновидностью которых является тромбоз эмболия. Неправильная диагностика, а затем проводимое лечение, влечет массовые страдания и невозполнимые социально-экономические потери. Возникновение тромбоз эмболии – это риск внезапной смерти.

Несмотря на достижения научно-технического прогресса, в областях медицины и медицинской техники существует слишком мало современных приборов для эффективной экспресс-диагностики и комплексного исследования тромбоз эмболии. Существующие методы и диагностические методики не всегда дают четкую картину заболевания. К ним относятся современные методы флебографии, УЗИ-диагностики, ангиографии, рентгенографии, которые должны применяться в комплексе для постановки окончательного диагноза. Отсюда, актуальной является задача усовершенствования старых диагностических методов и разработка новых, более перспективных, основанных на выявлении наиболее информативных признаков заболевания.

Авторами статьи проводились исследования, направленные на выявление наиболее эффективных методов экспресс-диагностики тромбозов и эмболий. В качестве информативного параметра исследовалась вязкость крови. Анализировались современные приборы и методы исследования вязкости, применяемые в медицине. Цели проведенных исследований – выявление возможности современных методов скрининговой диагностики тромбозов и эмболий, а также, анализ информативной значимости параметра «вязкость крови» при постановке диагноза.

В процессе выполнения исследований авторами было выявлено, что наиболее эффективным методом анализа обнаружения тромбозов и тромбоз эмболии является анализ параметров биохимии крови. Рассматривалось влияние на развитие тромбоз эмболии такого параметра, как вязкость крови.

Вязкость (внутреннее трение) – это свойство реальных жидкостей оказывать сопротивление перемещению одной части жидкости относительно другой. По изменению вязкости и упругоэластическим свойствам крови можно определить характер нарушения гемокоагуляции с помощью тромбоз эластографа. Тромбоз эластограф, или гемоагулятор, позволяет визуально наблюдать и автоматически реги-

стрировать процесс свертывания крови, который может вызвать тромбоэмболию – острую закупорку кровеносных сосудов тромбами, попавшими в циркулирующую кровь и ведущую к прекращению кровоснабжения по этим сосудам соответствующих тканей и органов [1].

Вязкость зависит от температуры, причем характер этой зависимости для жидкостей и газов различен (для жидкостей  $\eta$  с увеличением температуры уменьшается, у газов, наоборот, увеличивается), что указывает на различие в них механизмов внутреннего трения. Чем больше вязкость, тем сильнее жидкость отличается от идеальной, тем большие силы внутреннего трения в ней возникают.

Для многих жидкостей вязкость не зависит от градиента скорости, такие жидкости подчиняются уравнению Ньютона (1) и их называют ньютоновскими:

$$F = \eta \frac{dv}{dx} S, \quad (1)$$

где  $F$  – модуль силы внутреннего трения;  $\frac{dv}{dx}$  – градиент скорости (скорость сдвига);

$S$  – площадь поверхности слоя;  $\eta$  – коэффициент пропорциональности, зависящий от природы жидкости. Жидкости, не подчиняющиеся уравнению (1), относятся к неньютоновским [2].

В кровеносном русле кровь в норме ведет себя как неньютоновская жидкость, меняющая свою вязкость в зависимости от условий течения. В связи с этим вязкость крови в крупных сосудах и капиллярах существенно различается, а приводимые в литературе данные по вязкости носят условный характер. Закономерности течения крови изучены недостаточно [2]. Неньютоновское поведение крови объясняется большой объемной концентрацией клеток крови, их асимметрией, присутствием белков и другими факторами.

Совокупность методов измерения вязкости называют вискозиметрией, а приборы, используемые для таких целей, – вискозиметрами. Измеряемая на капиллярных вискозиметрах (с диаметром капилляра несколько десятых миллиметра) вязкость крови в 4-5 раз выше вязкости воды. Ее обычно характеризуют относительной вели-

чиной:  $\eta_{\text{отн}} = \frac{\eta_{\text{кр}}}{\eta_{\text{в}}}$  ( $\eta_{\text{кр}}$  и  $\eta_{\text{в}}$  – вязкость крови и воды соответственно). Относительная

вязкость плазмы при тех же условиях измерения и в тех же единицах около 1,8.

При патологии и травмах текучесть крови существенно изменяется вследствие действия определенных факторов *свертывающей системы крови*. В основном работа этой системы заключается в ферментативном синтезе линейного полимера – фибрина, образующего сетчатую структуру и придающего крови свойство студня. Этот «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.

Образование сгустков на стенках кровеносных сосудов при нарушении равновесия в свертывающей системе является одной из причин *тромбозов*. Образованию сгустка фибрина препятствует противосвертывающая система крови; разрушение образовавшихся сгустков происходит под действием фибринолитической системы. Образовавшийся сгусток фибрина вначале имеет рыхлую структуру, затем становится более плотным, происходит ретракция сгустка [1].

Вязкость проявляется при движении не только жидкости по сосудам, но и тел в жидкости. Для определения параметров вязкости жидкостей применяют, в основном, методы Стокса, Пуазейля, а в медико-биологической практике еще и метод Гесса.

Метод Стокса основан на измерении скорости медленно движущихся в жидкости небольших тел сферической формы. На шарик, падающий в жидкости вертикально вниз, действует три силы [2]: сила тяжести  $P=4/3 \pi r^3 \rho g$  ( $\rho$  – плотность шарика), сила Архимеда  $F_A=4/3 \pi r^3 \rho' g$  ( $\rho'$  – плотность жидкости) и сила сопротивления, эмпирически установленная Дж. Стоксом:  $F=6\pi\eta rV$ , где  $r$  – радиус шарика,  $V$  – его скорость. При равномерном движении шарика сила тяжести равна

$$P=F_A+F \text{ или } 4/3\pi r^3 \rho g=4/3\pi r^3 \rho' g+6\pi\eta rV,$$

откуда

$$V = \frac{2(\rho - \rho')gr^2}{9\eta}. \quad (2)$$

Измерив скорость равномерного движения шарика, можно определить вязкость жидкости.

Метод Пуазейля основан на течении жидкости в тонком капилляре. Течение вязкой жидкости по трубам представляет для медицины особый интерес, так как кровеносная система состоит в основном из цилиндрических сосудов разного диаметра. Вследствие симметрии ясно, что в трубе частицы текущей жидкости, равноудаленные от оси, имеют одинаковую скорость. Наибольшей скоростью обладают частицы, движущиеся вдоль оси трубы; самый близкий к трубе слой жидкости неподвижен. Вязкость по методу Пуазейля определяется следующим соотношением [2,3]:

$$\eta = \frac{\pi R^4 \Delta p t}{8Vl}. \quad (3)$$

Здесь  $R$  – радиус капилляра;  $l$  – длина капилляра;  $V$  – объем жидкости;  $\Delta p$  – разность давлений на концах капилляра;  $t$  – время движения жидкости по сосуду.

При заданных внешних условиях ( $\Delta p$ ) через капилляр протекает тем больше жидкости, чем меньше ее вязкость и больше радиус капилляра [2]. При этом вязкость рассматривается как физический параметр и ассоциируется с сопротивлением. На основании этого можно провести аналогию между формулой Пуазейля (3) и законом Ома для участка цепи без источника тока. Разность потенциалов соответствует разности давлений на концах трубы, сила тока – объему жидкости, протекающей через сечение трубы в 1 с, электрическое сопротивление гидравлическому сопротивлению [2]:

$$X = \frac{8\eta l}{\pi R^4}. \quad (4)$$

Гидравлическое сопротивление тем больше, чем больше вязкость  $\eta$ , длины  $l$  трубы и меньше площадь поперечного сечения. Аналогия между электрическим и гидравлическим сопротивлениями позволяет в некоторых случаях использовать правило нахождения электрического сопротивления последовательного и параллельного соединения проводника для определения гидравлического сопротивления системы последовательно или параллельно соединенных труб [2,4].

Чтобы придать уравнению Пуазейля обобщенный вид, справедливый и для труб переменного сечения, нужно заменить  $(p_1 - p_2)/l$  градиентом давления  $dp/dl$ , тогда получается следующее выражение [2]:

$$\eta = \frac{\pi R^4}{8V} \cdot \frac{dp}{dl}. \quad (5)$$

В настоящее время в клинике для определения вязкости крови используют вискозиметр Гесса с двумя капиллярами. В данном устройстве два одинаковых капилляра соединены с двумя трубочками 1 и 2. Объем крови в вискозиметре всегда одинаков, а объем воды отсчитывают по делениям на трубке 1, поэтому непосредственно получают значение относительной вязкости крови. Для удобства отсчета сечения трубок 1 и 2 делают различными так, что, несмотря на разные объемы крови и воды, их уровни в трубках будут примерно одинаковыми. Вязкость крови определяется следующим соотношением:

$$\frac{V_в}{V_к} = \frac{\eta_к}{\eta_в}, \quad (6)$$

где  $V_к$  – объем крови в трубке 2 от отметки 0 до отметки 1;  $V_в$  – объем воды в трубке 1 от отметки 0 до отметки, полученной при измерении;  $\eta_к$  и  $\eta_в$  – соответственно вязкость крови и воды. Отношение вязкости крови и вязкости воды при той же температуре называют *относительной вязкостью крови*.

Вязкость крови человека в норме 4–5 мПа\*с, при патологии колеблется от 1,7–22,9 мПа\*с, что сказывается на скорости оседания эритроцитов (СОЭ). Венозная кровь обладает несколько большей вязкостью, чем артериальная. При тяжелой физической работе увеличивается вязкость крови. Некоторые инфекционные заболевания увеличивают вязкость, другие же, например, брюшной тиф и туберкулез, – уменьшают [1,2].

Исследование влияния параметра вязкости на тромбообразование и связанного с ним риска развития тромбоэмболии проводились на разработанных автором Simulink-моделях (среда Matlab) методов Стокса, Пуазейля, Гесса. Метод Стокса является неудобным, поскольку он основан на движении тел в жидкости, т.е. необходимо измерять скорость падения тела (шарика) (рис. 1). К тому же предел измерения вискозиметров с движущимся шариком лежит за границами диапазона вязкости крови.

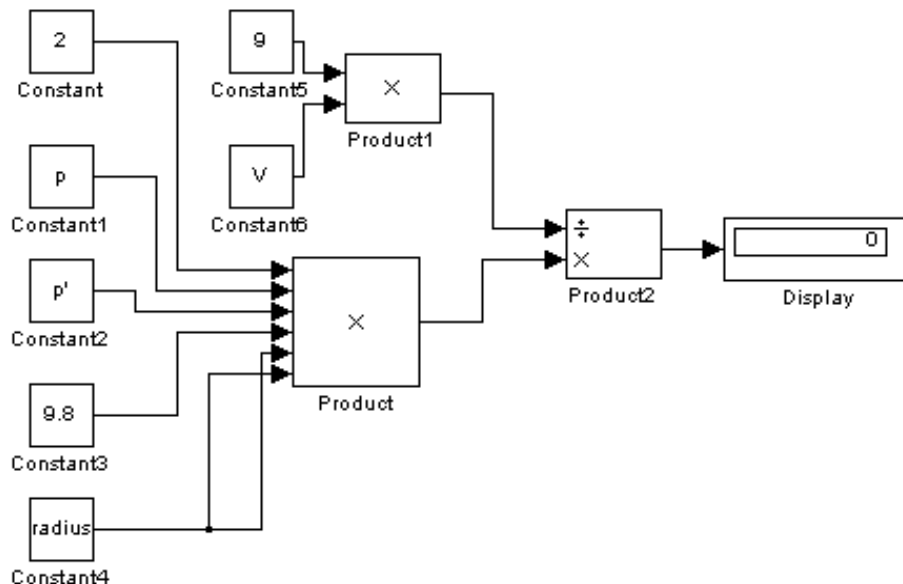


Рис. 1

Если пренебречь фактом, что кровь является неньютоновской жидкостью, то для измерения вязкости крови можно воспользоваться формулой Пуазейля (капиллярный вискозиметр) (рис. 2). Подобные вискозиметры также измеряют вязкость в диапазоне, отличном от пределов вязкости крови.

Наиболее применим и достаточно прост в обращении вискозиметр Гесса (рис. 3).

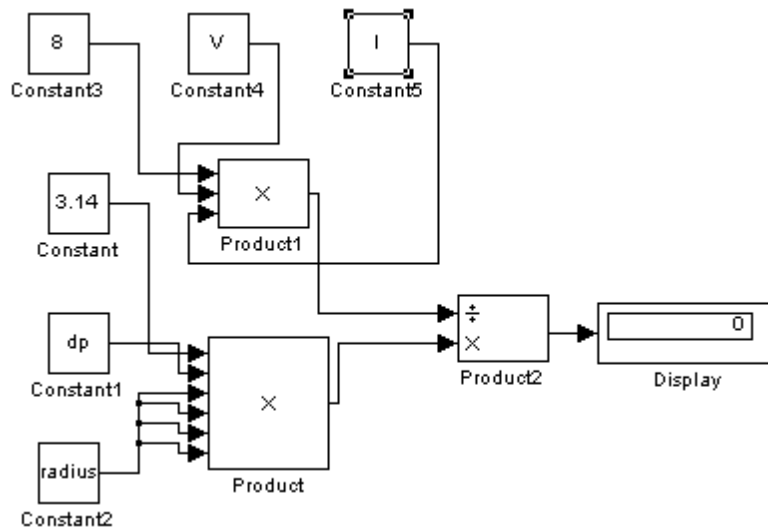


Рис. 2

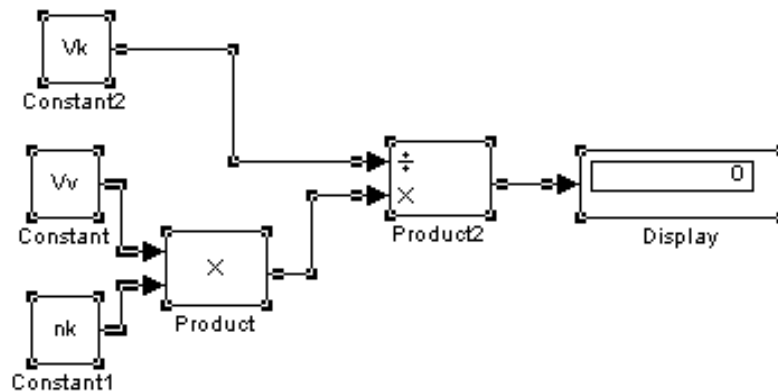


Рис. 3

Для определения показателей точности измерения вязкости по данному методу вычисляется значение погрешности результатов измерения.

Абсолютная погрешность ( $\Delta\eta = \eta - \eta_n$ ) удобна для характеристики результата измерения, так как дает возможность сразу определить недостоверные разряды [4,5].

Значение абсолютной погрешности для средней вязкости крови человека, согласно проведенным исследованиям (Simulink-модель Гесса) составляет  $\Delta\eta = 0,347$  мПа\*с, а среднее значение вязкости  $\eta = (4,500 \pm 0,347)$  мПа\*с, что близко по значениям к норме.

Проведенный анализ методов исследования вязкости крови человека показал, что указанные методы не являются эталонными при проведении клинических исследований и постановке окончательного диагноза пациенту. Однако физико-математическая концепция этих методов и разработанные на их основе Simulink-модели могут стать основой дальнейшего исследования в области создания современных эффективных методик качественной диагностики тромбоэмболии. Следует заметить, что параметр «вязкость крови» не является единственным информативным параметром, влияющим на качество скрининговой диагностики тромбозов и эмболий. Этот параметр необходимо рассматривать как комплексный, интегральный показатель, включающий такие параметры, как время свертывания крови, эхитоксовое время, антитромбин 3, АПТВ, тромбиновое время, клампинг-тест, агрегационная активность тромбоцитов и др. Разработанные Simulink-модели, основанные на методах анализа вязкости Стокса, Пуазейля, Гесса, анализируют только один, а не комплекс параметров, поэтому метод Simulink-моделирования в данном случае имеет ограниченное применение. Для проведения качественного скринингового исследования параметров гемостаза целесообразно применять нейросетевые технологии, основные алгоритмы и направления которых также представлены в среде Matlab.

#### БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. *Петровский Б.В.* Большая медицинская энциклопедия. – М.: Советская энциклопедия, 1985.
2. *Ремизов А.Н.* Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1999.
3. *Трофимова Т.И.* Курс физики. – М.: Высшая школа, 1999.
4. *Демидова-Панферова Р.М.* Задачи и примеры расчетов по электроизмерительной технике. – М.: Энергоатомиздат, 1990.
5. *Орнатский П.П.* Теоретические основы информационно-измерительной техники. – Киев: Издательское объединение «Веща школа», 1976.

**Сидорова Маргарита Александровна**

Пензенская государственная технологическая академия (ПГТА).  
E-mail: itmmbpsgta@yandex.ru.  
440026, г. Пенза, ул. К. Маркса, 12, кв. 89.  
Тел.: 88412495441.

**Сержантова Наталья Александровна**

440011, г. Пенза, ул. Фурманова, 11, кв. 101.

**Sydorova Margarita Alexandrovna**

Penza State Technological Academy (PSTA).  
E-mail: itmmbpsgta@yandex.ru.  
12/89, K. Marksa street, Penza, 440026, Russia.  
Phone: +78412495441.

**Sergantova Nataliya Alexandrovna**

11/101, Furmanova street, Penza, 440011, Russia.