

УДК 531/534:57+612.7

МЕТОД ОПИСАНИЯ ТЕЧЕНИЯ И ОПРЕДЕЛЕНИЯ РЕОЛОГИЧЕСКИХ КОНСТАНТ ВЯЗКОПЛАСТИЧЕСКИХ БИОМАТЕРИАЛОВ. ЧАСТЬ 2

С.В. Шилько*, С.Л. Гавриленко*, В.Ф. Хиженок*, И.Н. Стакан, С.П. Саливончик****

*Институт механики металлополимерных систем им. В.А. Белого НАН Беларуси, 246050, Беларусь, г. Гомель, ул. Кирова, д. 32а, e-mail: Shilko_mpri@mail.ru

**Гомельский кардиологический диспансер, 246012, Беларусь, г. Гомель, Медгородок

Аннотация. Экспериментально изучено гемодинамическое сопротивление мелких вен и артерий с использованием имитатора кровеносного сосуда в виде полимерного капилляра. Показана возможность описания пуазейлевского течения крови при помощи модели вязкопластической среды типа Бингама. Определены реологические константы крови – пластическая вязкость, предельное напряжение сдвига, параметр скоростной чувствительности. Полученные результаты могут быть использованы для анализа динамических явлений в сердечно-сосудистой системе, диагностики заболеваний крови и при создании протезов сосудов.

Ключевые слова: кровь, вязкопластичность, течение Пуазейля, имитатор сосуда, гемореологические константы.

Введение

В первой части [1] данного исследования было показано, что для уточненного описания механических свойств ряда биологических материалов следует привлекать модель вязкопластической среды с нелинейной вязкостью. В частности, разработанная в [1] методика такого описания может быть использована для определения реологических констант крови при течении в артериях и капиллярах и пищевых субстратов при движении по кишечному тракту с образованием квазитвердой области, а также кинетики деформирования мягких тканей организма, демонстрирующих квазипластичность вследствие выраженного порогового эффекта по отношению к нагрузке (например, остеогенеза и резорбции зубных тканей при ортопедической коррекции зубного ряда).

Знание реологических констант крови необходимо для описания гемодинамических явлений [2], диагностики заболеваний [3] и разработки протезов сосудов. Целью настоящей работы было определение реологических констант крови при помощи эксперимента, имитирующего кровотоков на масштабном уровне мелких вен и артерий, играющих важную роль в функционировании сердечно-сосудистой системы (табл. 1).

Таблица 1

Параметры изучаемых сосудов (средние значения)

Вид сосуда	Диаметр, см	Длина, см	Количество
Артерии	0,1	10	600
Вены	0,06	1	1800

Таблица 2

Зависимость вязкости крови μ (с·П) от скорости сдвига при содержании гематокрита $H=44.8\%$

Скорость сдвига, $\dot{\gamma}$, с ⁻¹									
0,1	0,3	0,7	1,0	4,0	7,0	10,0	35,0	70,0	100,0
95	60	37	30	20	14	10	8	6	5

Таблица 3

Условия гемодинамических испытаний

Скорость поршня, мм/мин	60	120	180	240	360
Скорость течения в капилляре, м/с	0,7	1,4	2,1	2,8	4,2

Методика эксперимента

При проведении эксперимента учитывалась выраженная скоростная чувствительность механических характеристик крови как структурированной среды в виде суспензии эритроцитов в плазме [4]. Ранее было показано [2], что в зависимости от скорости сдвига наблюдается феномен упругого деформирования крови (при весьма малых значениях $\dot{\gamma}$), затем имеет место вязкопластическое течение и далее – ньютоновское течение с постоянной вязкостью. Трудности определения предела текучести крови при малых скоростях сдвига $\dot{\gamma} \rightarrow 0$ обусловлены миграцией эритроцитов от стенок вискозиметра. При высокой скорости сдвига кровь ведет себя как ньютоновская жидкость с постоянной вязкостью, что описывается простейшей зависимостью

$$\tau = \mu \dot{\gamma}, \quad \mu = \text{const}. \quad (1)$$

Эти особенности реологии крови были выявлены на ротационном вискозиметре, реализующем куэттовское течение гомогенной среды, когда ширина зазора между соосными цилиндрами прибора во много раз превышала размер эритроцитов. В соответствии с данными, приведенными в таблице 2, вязкость крови изменяется в широких пределах в зависимости от скорости сдвига.

Таким образом, в основном диапазоне скоростей сдвига уравнение состояния крови должно соответствовать вязкопластическому закону течения, причем этот диапазон расширяется при увеличении содержания гематокрита H . Можно предположить, что вязкопластические свойства проявляются и в условиях течения Пуазейля через канал цилиндрической формы (капилляр), что более характерно для сосудистой системы.

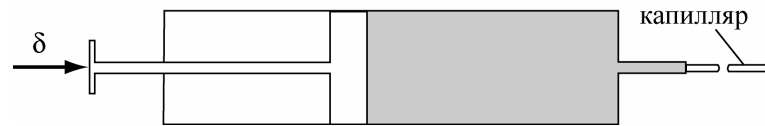


Рис. 1. Способ реализации пуазейлевского течения крови

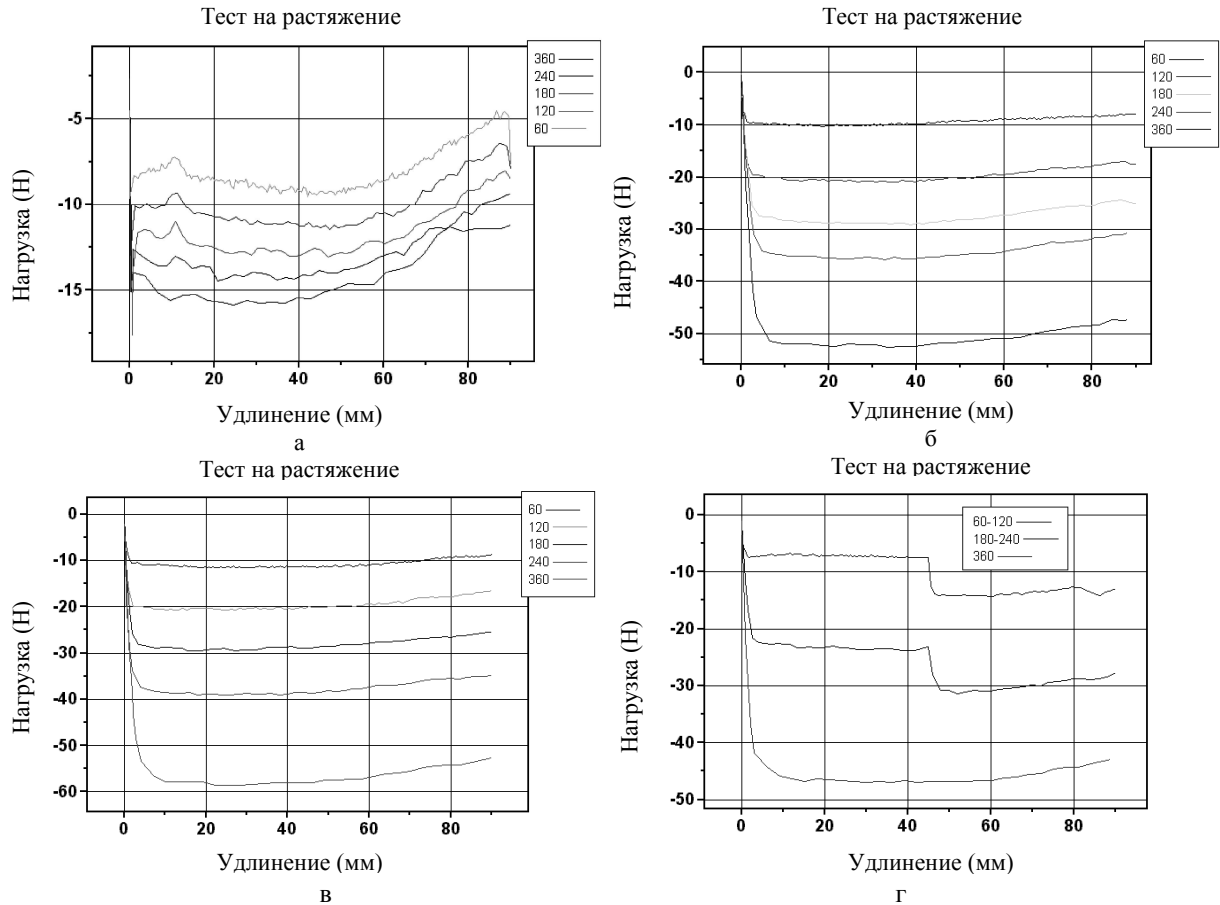


Рис. 2. Зависимости гемодинамического сопротивления от перемещения: а – испытания при незаполненном цилиндре; б, в – испытания при постоянной скорости; г – испытания при ступенчатом изменении скорости

В частности, в настоящей работе изучение реологических свойств крови проводилось по схеме, показанной на рис. 1.

В отличие от обычно используемых стандартных вискозиметров [5] в качестве нагружающего и силоизмерительного устройства применяли универсальный испытательный стенд *INSTRON 5567* (UK, 2002), обеспечивающий прецизионное определение усилий и перемещений при стабильной скорости нагружения. Нагнетание крови в капилляр производилось при помощи медицинского шприца емкостью 60 мл и диаметром поршня 26,5 мм, установленного в зажимах стенда. Максимальный ход поршня устанавливался равным 90 мм.

Имитатор сосуда представлял собой прямолинейный отрезок тонкой трубки (капилляр) длиной 180 мм из бионейтрального полимера, используемого при изготовлении катетеров для ангиографии, и соединялся со шприцем при помощи стандартного адаптера. Внутренний диаметр имитатора составлял 1,0 мм.

Нужно отметить, что в силу степенной зависимости расхода от данного параметра важно обеспечить высокую точность измерения диаметра капилляра. Кроме того, материал имитатора имеет существенно более высокую жесткость по сравнению с биотканью сосудистой стенки и его дилатация (увеличение диаметра) под действием давления крови незначительна. Для более адекватного моделирования кровотока

необходимо корректировать диаметр, учитывая нелинейное деформационное поведение стенок эластичных кровеносных сосудов.

Для исследования использовалась R -масса (получаемая из цельной крови путем отделения плазмы методом центрифугирования), которая до измерения хранилась в холодильнике при низкой температуре. Измерение сопротивления кровотоку через капилляр для каждой скорости нагнетания производилось с использованием свежей порции крови. Испытания проводились при температуре 37°C для пяти значений скорости поршня и соответствующих значений скорости течения в капилляре, обратно пропорциональных отношению квадратов диаметров поршня и капилляра (табл. 3).

Результаты испытаний приведены на рис. 2 (отрицательный знак регистрируемого усилия соответствует сжатию шприца в стадии нагнетания). С целью устранения систематической погрешности, обусловленной трением поршня о стенки цилиндра, на каждой скорости предварительно проводилось нагружение в условиях смачивания стенок без заполнения цилиндра (рис. 2а). При этом имели место незначительные флуктуации усилия, вызванные, очевидно, изменениями условий трения поршня в цилиндре. Измеренное усилие трения вычиталось из регистрируемых усилий при заполненном цилиндре и тем самым выделялась компонента гемодинамического сопротивления. Для каждой скорости испытание повторялось 3 раза. Было также проведено испытание с изменением скорости нагнетания в середине рабочего хода, что позволяет выявить динамику переходного процесса (рис. 2г).

Зависимости гемодинамического сопротивления от времени для указанных скоростей приведены на рис. 2 б–г. Видно, что происходит достаточно быстрая стабилизация регистрируемого усилия, а с ростом скорости течения гемодинамическое сопротивление увеличивается.

Идентификация вязкопластической модели

Полученные экспериментальные данные были использованы для идентификации гемодинамической модели, основанной на решении задачи о течении вязкопластической среды через капилляр при стационарном перепаде давления для следующих определяющих соотношений [1]:

$$\begin{cases} S_{ij} = 2 \frac{\tau}{H} \dot{\xi}_{ij}, \\ \tau = \tau_0 + K \left(\frac{H}{\dot{\epsilon}_0} \right)^m, \quad \tau > \tau_0, \\ H = 0, \tau < \tau_0, \end{cases} \quad (2)$$

где S_{ij} – девиатор тензора напряжений, τ – интенсивность напряжений сдвига, H – интенсивность скоростей деформации; $\dot{\xi}_{ij}$ – девиатор тензора скоростей деформации, K – пластическая вязкость, τ_0 – предельное напряжение сдвига, m – параметр скоростной чувствительности, $\dot{\epsilon}_0$ – характерная скорость деформации (параметр, определяющий размерность).

Расчет проводился путем решения системы нелинейных алгебраических уравнений

$$\frac{2\pi l}{K^n |\Delta p_i| (n+1)(n+2)(n+3)} \left(\frac{1}{2} \frac{|\Delta p_i|}{l} a - \tau_0 \right)^{n+1} \{ (n+1)(n+2)a^2 + 2r_0^2 + 2ar_0(n+1) \} = Q_i, \quad (3)$$

где $r_0 = \frac{2\tau_0 l}{|\Delta p|}$ – радиус квазитвердой области; Δp – перепад давления; μ , n , τ_0 –

реологические константы; $\left| \frac{dp}{dz} \right|$ – градиент давления, a , l – радиус и длина капилляра,

$k = \frac{r_0}{a}$; Q_i – объемный расход среды в единицу времени, $i = 1, 2, 3$.

В соответствии с полученными экспериментальными данными были найдены следующие значения реологических констант $\tau_0 = 0,58 \cdot 10^{-3}$ Па, $k = 0,89 \cdot 10^{-2}$ Па, $n = 1,111$. Таким образом, кровь является нелинейной вязкопластической средой, хотя и с весьма малым пределом текучести.

Оценка точности расчета была получена при помощи дополнительного эксперимента. В частности, проведение контрольного теста при скорости кровотока в капилляре 2,8 м/с показало, что относительная погрешность расчета τ_0 , n , k не превышает 1%. Кроме того, результат расчета τ_0 согласуется с известным пределом текучести крови для высоких (более 40%) значений гематокрита.

Заключение

Проведенное расчетно-экспериментальное исследование подтверждает вязкопластическое поведение крови. Разработанная методика может быть использована для определения реологических констант крови в условиях артериального и венозного течения.

Список литературы

1. *Gavrilenko S.L., Vasin R.A., Shilko S.V.* A method for determining flow and rheological constants of viscoplastic biomaterials. Part 1 // Russian Journal of Biomechanics. 2002. V. 6. № 3. P. 92–98.
2. *Регирер С.А.* Биофизические основы движения крови по сосудам. // Руководство по кардиологии. Т. 1. Структура и функция сердечно-сосудистой системы в норме и при патологии / Под ред. Е.И. Чазова. М.: Медицина, 1982. С. 189-201.
3. *Baev V.M.* Analysis of dependence between the character of alcohol intake by adults and rheologic properties of the whole blood // Russian Journal of Biomechanics. 2001. V. 5. № 1. P. 95–100.
4. *Шафранова Е.И., Снегирева Н.С.* Кровь как структурированная среда. Особый структурный уровень пространственной организации крови – агрегаты эритроцитов в норме и патологии // Мех. композит. матер. и конструкций. 2001. Т. 6. № 3. С 359–371.
5. *Малкин А.Я., Чалых А.Е.* Диффузия и вязкость полимеров. Методы измерения. М.: Химия, 1979.

A METHOD FOR DEFINING FLOW AND RHEOLOGICAL CONSTANTS OF VISCOPLASTIC BIOMATERIALS. PART 2

**S.V. Shilko, S.L. Gavrilenko, V.F. Khizhenok, I.N. Stakan, S.P. Salivonchik
(Gomel, Belarus)**

Hemodynamic resistance of small vessels and arteries has been studied using a blood artery simulator in the form of a polymer capillary. It has been proved that Poiseuille's flow can be described by a viscoplastic medium model of Bingham's type. Rheological constants of blood, including plastic viscosity, limiting shear stress and velocity sensitivity have been estimated. The results derived are used for analyzing dynamic phenomena in the cardiovascular system, diagnostics of blood diseases and for designing vessel prostheses.

Keywords: blood, viscoplasticity, Poiseuille's flow, vessel simulator, hemorheological constants.

Получено 24 апреля 2003