



Институт Проблем Машиноведения РАН (ИПМаш РАН)

ТРАНСПОРТИРОВАНИЕ ПОТОКА КРОВИ ПО ЭЛАСТИЧНОМУ СОСУДУ ВИБРООБЪЕМНЫМ МЕТОДОМ

*V Всероссийская конференция с международным участием
«Математика в медицине»,
г. Москва, 01-02 декабря 2025 года.*

Сизиков Валентин Станиславович, к.т.н., научный сотрудник лаб. «Вибрационная механика»,
Институт Проблем Машиноведения РАН (ИПМаш РАН)

Чупахин Александр Павлович, д.ф.-м.н., зав. лаб. биомеханики и многомасштабной механики сложных сред
Институт гидродинамики им. М.А. Лаврентьева СО РАН

Сенчик Константин Юрьевич, д.м.н., проф., кафедра «Медицинская Робототехника»
Санкт-Петербургский государственный морской технический университет

Работа выполнена при поддержке Министерства науки и высшего образования РФ в рамках госзадания № 124040800009-8.

Санкт-Петербург 2025

АКТУАЛЬНОСТЬ РЕШАЕМОЙ ЗАДАЧИ

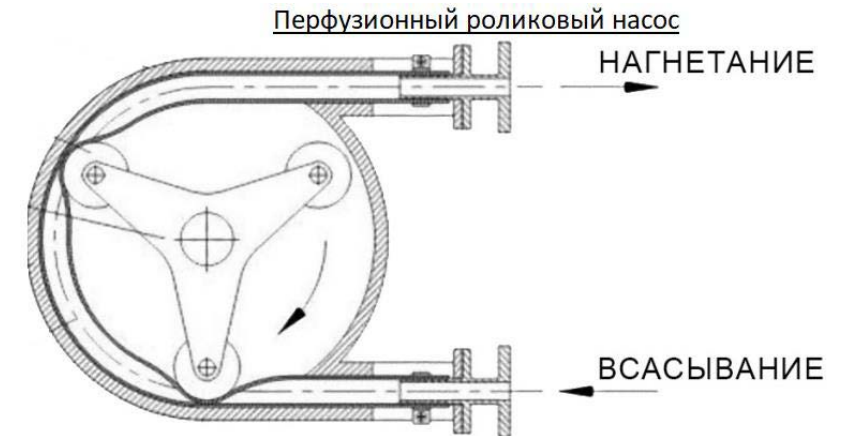
Перфузия (экстракорпоральное кровообращение, ЭКК) - метод подведения и пропускания крови, кровезамещающих растворов и биологически активных веществ через сосудистую систему органов и тканей организма.

Хирургические процедуры:

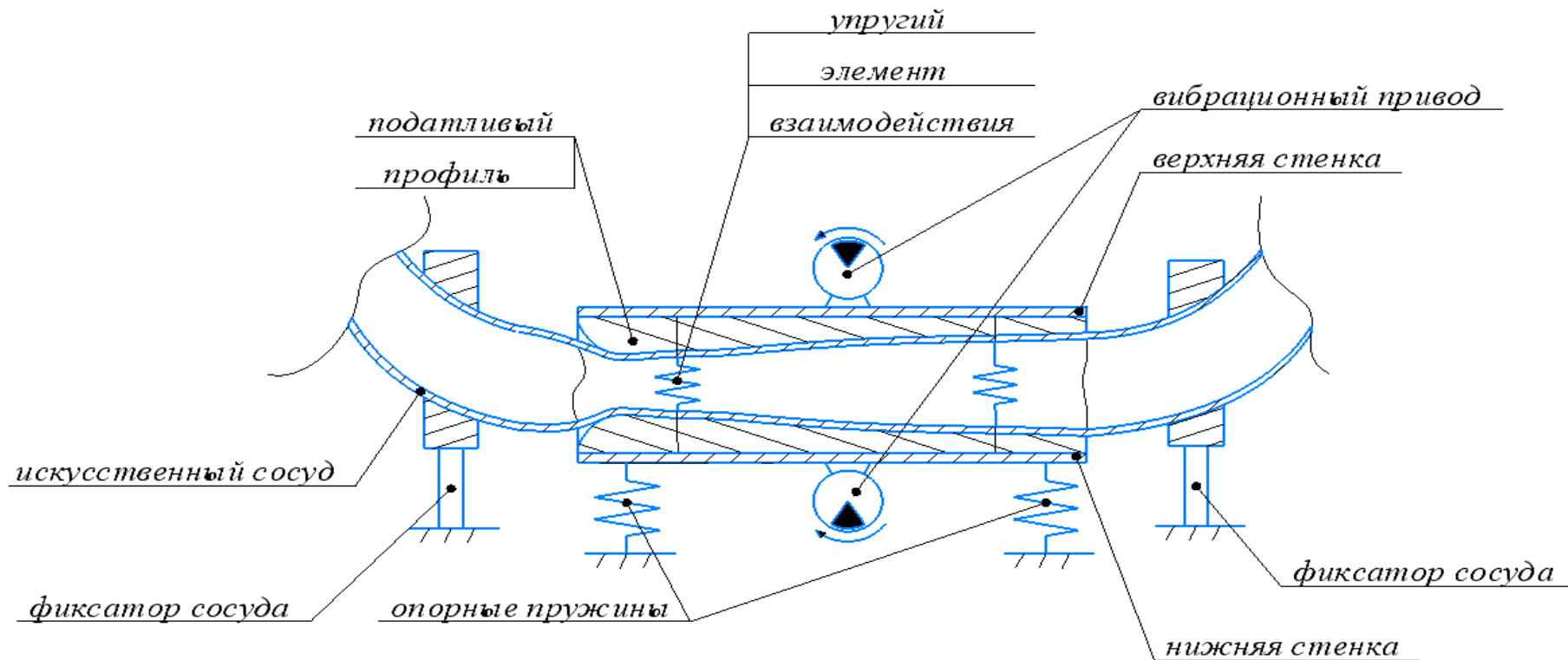
- перфузия внутренних органов;
- перфузионная реабилитация органов (легких, печени, почек) для трансплантологии;
- гемодиализ.

Актуальность исследования:

- потребность в совершенствовании технологии аппаратной перфузии внутренних органов с разработкой надежного и эффективного перфузионного насоса для экстракорпоральной циркуляции крови и кровезамещающих растворов (биологически активных веществ) при проведении перфузии внутренних органов, диализе, перекачивании донорской крови в Северо-Западном регионе (поддерживаемое регионом направление «Разработка систем адресной доставки лекарств»);
- требования к методу и разрабатываемому устройству: минимальное травмирование элементов крови, высокая надежность, простота и энергоэффективность (обеспечение качества, доступности и широких масштабов применения процедуры перфузии)



ВИБРООБЪЕМНЫЙ МЕТОД ПЕРЕКАЧИВАНИЯ КРОВИ



Двухстороннее сдавливание двумя плоскими стенками, образующими канал с расширяющейся формой продольного сечения, позволяющей создавать разность давлений на входе и выходе из канала. Стенки приводятся в движение установленными на каждой из стенок вибраторами, вызывающим их противофазные поперечные колебания и циклическое сжатие эластичного сосуда. Требуемые параметры сжатия стенок и давление потока жидкости в эластичной трубке обеспечиваются выбором частоты и амплитуды внешней силы, жесткости упругих элементов взаимодействия стенок канала и углом раскрытия продольного сечения канала.

ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ (ТРЕБОВАНИЯ К МОДЕЛИ ПРОЦЕССА)

для предложенного метода перекачивания крови виброобъемным методом;

- определить режимы работы устройства (подбор частоты и амплитуды вынуждающей вибрационной силы);
- определить геометрические параметры устройства (длина стенок транспортирующего канала, форма профиля продольного сечения (форма кривой));
- определить характеристики устройства (жесткость упругих элементов, материал податливого профиля, масса стенок, физический принцип возбуждения вибрации и форма колебаний);

для обеспечения:

- заданного расхода крови (скорости перемещения крови вдоль канала, минимального обратного движения крови – потерь расхода;
- минимизации травмы форменных элементов крови (ограничение на касательные напряжения в потоке, взаимодействие с контактными стенками устройства)
- минимального деформирования стенок сосуда при вынуждающем воздействии (истирание сосуда);
- надежного и устойчивого стационарного потока крови по сосуду при проведении операции перфузии (30-60 мин);
- широких диапазонов управления параметрами потока (расход, давление) вибрационными характеристиками (частотой и амплитудой вынуждающей силы)

ВИДЫ ПЕРФУЗИОННЫХ НАСОСОВ И ИХ НЕДОСТАТКИ

Перистальтический метод

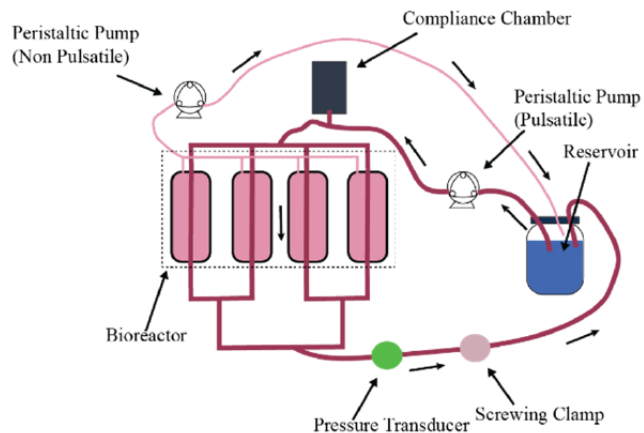
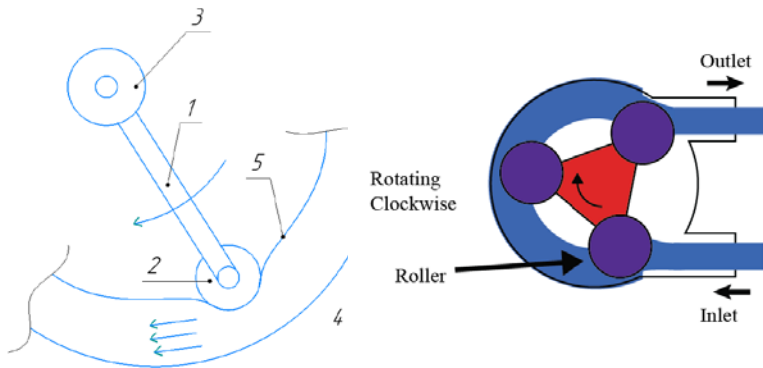


Схема работы перистальтического (роликового) насоса

- передавливание одной стороны стенки сосуда
-> повышенные сдвиговые напряжения, разрушающие эритроциты;
- повреждения сосуда, образование в нем тромба и его попадание в кровеносную систему

Насосы мембранного типа

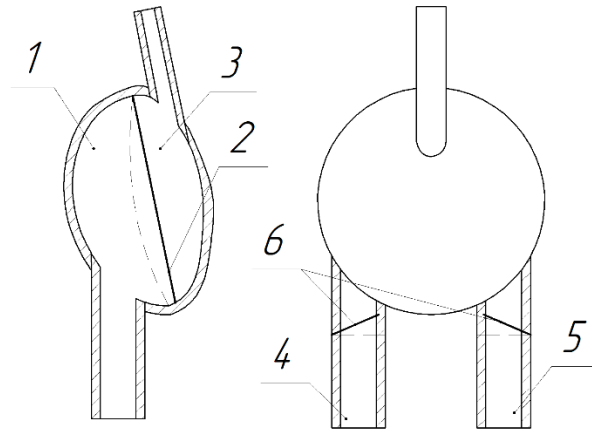


Схема мембранного насоса:

две полости (рабочая 1 и управления 2), разделенные упругой мембраной 3, и две магистрали (подводящая 4 и отводящая 5) с тарельчатыми клапанами 6

Центробежный насос

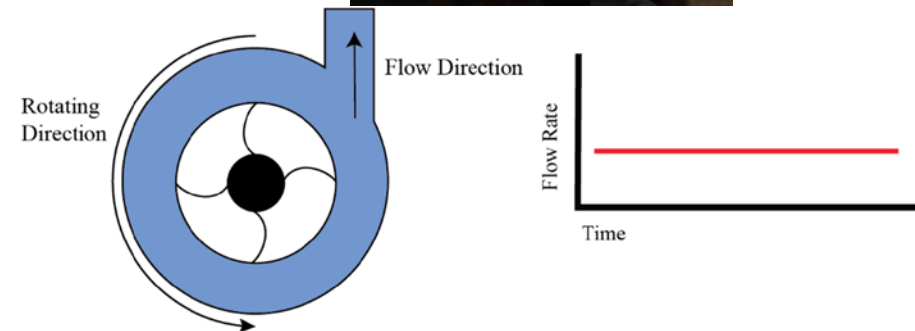


Схема центробежного насоса

- высокая степень травмы крови из-за контактного взаимодействия лопастей с потоком;
- образование наростов на лопастях -> короткий период работы;
- образование микропузырьков из-за интенсивного контактного взаимодействия с кровью и их попадание в сердечно-сосудистую систему

ОГРАНИЧЕНИЯ ЗАДАЧИ И ПРИНЯТЫЕ РАСЧЕТНЫЕ ЗНАЧЕНИЯ ПАРАМЕТРОВ

Желаемые характеристики:	Принятые параметры
<p>Ориентировочные значения расхода и средней скорости течения крови: $Q = 0,15 \text{ л/мин}; V = 20 \text{ см/с}$</p> <p>Рекомендации к насосам $Q = 0,5\text{-}12 \text{ л/мин}; V = 66 \text{ см/с} - 1,6 \text{ м/с}$ (при внутреннем диаметре трубки $d_{\text{вну}} = 4 \text{ мм}$)</p>	<p>Коэффициенты жесткости и вязкости упругих элементов устройства (первое приближение – подбор)</p> $c_s = 80 \text{ Н/м}; b_s = 0.07 \text{ Н*с/м};$ $c_{sx} = 3,8 \text{ Н/м}; b_{sx} = 0,015 \text{ Н*с/м}.$
<p>Противодавление в магистрали $P_x = p_1 - p_0 = 38 \text{ кПа}$ (Входное давление $p_0 = 15 \text{ мм рт ст}$ Выходное давление $p_1 = 300 \text{ мм рт ст}$)</p>	<p>$P = 1 - 10 \text{ Н (100 г - 1 кг)}$ – амплитудное значение вынуждающей силы</p>
<p>Частота вибрации устройства: $f = 1 - 1,5 \text{ Гц (60-90 уд/мин)}$ $\omega = 6,28 - 9,42 \text{ рад/с}$</p>	<p>Коэффициент передачи усилия для создаваемого поперечным сжатием трубки давлением: $k = S_b * \sin 10^\circ = 0.82 * 10^{-4}$</p>
<p>диаметры эластичных сосудов $d_{\text{вну}} = 4\text{-}12 \text{ мм}$ (принят в расчете 10 мм)</p>	<p>Диаметр трубки (ПВХ) – внешний: $d = 6\text{-}12 \text{ мм}$; толщина стенки $\delta = 1 \text{ мм}.$</p> <p>$\eta_b = 5 \cdot \eta_{\text{вода}} = 5 \cdot 8,9 \cdot 10^{-4} = 4,4 \text{ мПа} \cdot \text{с}$ - вязкость крови ($3 - 4 \text{ мПа} \cdot \text{с}$) (вязкость плазмы $1,7 - 2,2 \text{ мПа} \cdot \text{с}$)</p>
	$m_b = \frac{\pi d_{\text{вну}}^2}{4} l \rho / 2 == 1060 \cdot 0.05 \cdot \frac{\frac{\pi 0,004^2}{4}}{2} = 0,67 \frac{\text{г}}{2} = 0,335 \text{ г}$ - масса крови (1/2 с учетом симметрии)
	$m_a = \frac{\pi (d_{\text{вне}}^2 - d_{\text{вну}}^2)}{4} l \rho == 1100 \cdot 0.05 \cdot \frac{\frac{\pi (0,005^2 - 0,004^2)}{4}}{2} = 0,18 \text{ г}$ - масса трубки ПВХ (1/2 с учетом симметрии; $\rho_s = 1,40 \text{ г/см}^3$ - плотность ПВХ)

РЕЗУЛЬТАТЫ ИЗМЕРЕНИЯ ПОПЕРЕЧНЫХ ДЕФОРМАЦИЙ ЭЛАСТИЧНОЙ ТРУБКИ



a



b

Рис. 5. Определение деформационных характеристик эластичного сосуда: *a* – образец эластичной трубки длиной 200 мм для механической поддержки кровообращения; *b* – измерение деформаций трубки с использованием тарированных гирь

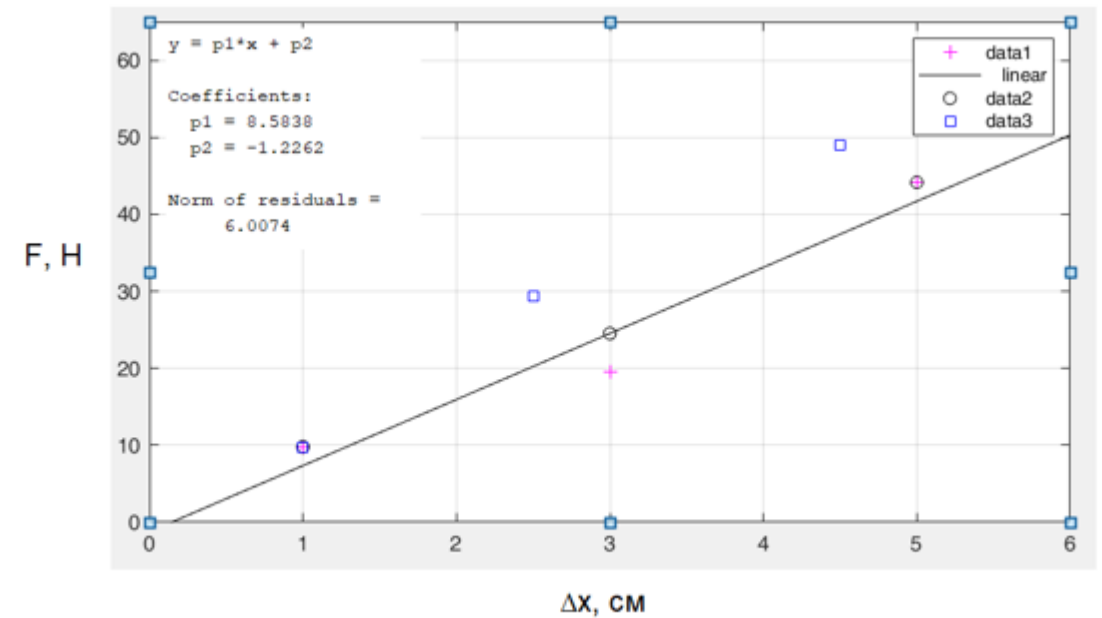
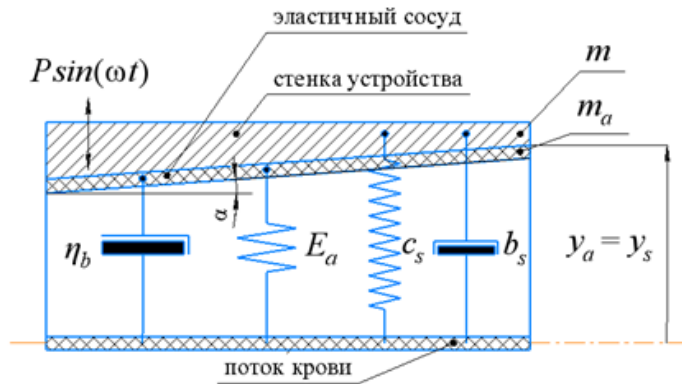


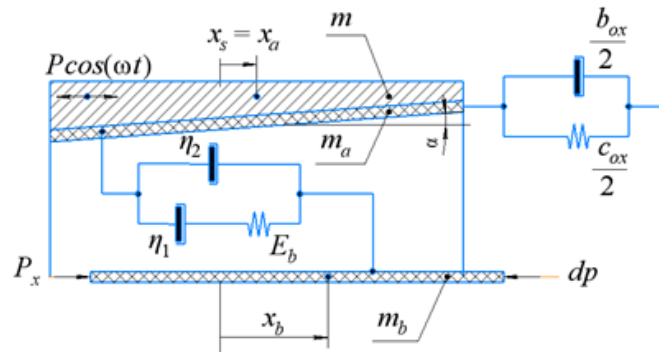
Рис. 6. Деформации трубки Δx от приложенной нагрузки F

СХЕМА МАТЕМАТИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ ТРАНСПОРТИРОВАНИЯ КРОВИ И КРОВОЗАМЕЩАЮЩИХ РАСТВОРОВ ВИБРООБЪЕМНЫМ МЕТОДОМ ДЛЯ ПЕРИОДОВ ДВИЖЕНИЯ СТенок В КОНТАКТЕ (ВЕРХНИЕ СХЕМЫ) И БЕЗ КОНТАКТА (НИЖНИЕ СХЕМЫ) С СОСУДОМ («МОДЕЛЬ-ЛОЦМАН»)

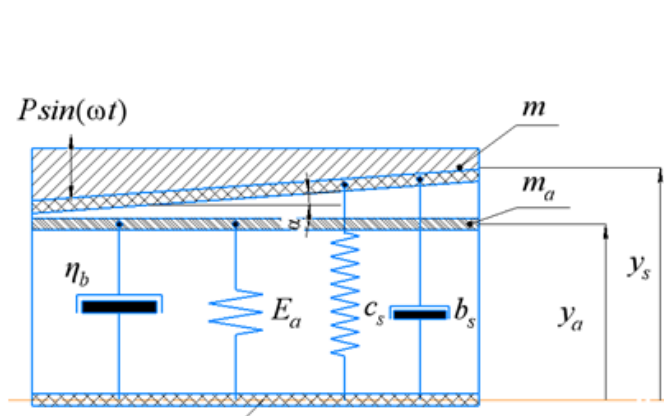


а

Схема взаимодействия сосуда с кровью и колеблющейся стенкой в период совместного движения: а – в поперечном направлении; б – в продольном направлении

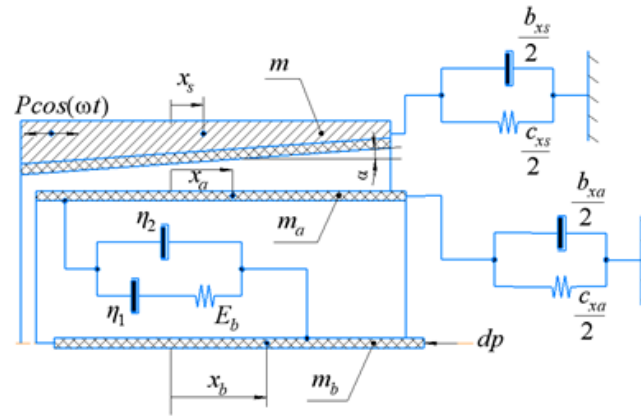


б



а

Схема взаимодействия сосуда с кровью и колеблющейся стенки в период их бесконтактного движения: а – в поперечном направлении; б – в продольном направлении



б

Характеристики модели:

m_b – масса потока может

m_a – масса эластичного сосуда

m – масса стенки устройства

c_s, b_s – жесткость и коэф. вязкости упругих элементов устройства

P амплитуда Вынуждающей гармонической силы

ω – частота вибрации

A – угол раскрытия поперечного сечения канала устройства;

Реологические характеристики потока крови (продольное направление):

E_a – модуль упругой деформации;

η_b – вязкость в поперечном направлении;

c_{xs}, b_{sx} – жесткость и коэф. вязкости упругих элементов устройства, удерживающих его в продольном направлении;

c_{xa}, b_{xa} – жесткость и коэф. вязкости, отображающие эластичные свойства сосуда

dp – сила от противодавления в сосуде;

P_x – движущая сила (от диффузора).

ДЕФОРМАЦИОННЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ КРОВИ (ПРОДОЛЬНЫЕ ДЕФОРМАЦИИ)

Модуль сдвига определяется по зависимости:

$$G^* = G' + iG'' ,$$

$$\tau = \gamma_0 (G'^* \sin \omega t + G''^* \cos \omega t),$$

G' – упругий модуль [Па];

G'' – модуль вязких потерь [Па].

Значения упругого модуля G' и модуля потерь G'' определяются на основе известных данных испытаний крови из открытых источников [1, 2] (рис. 1 и 2).

В расчетах используются средние значения:

$$G' = G'' = 0,01-1 \text{ Па} \approx 0,5 \text{ Па}.$$

Вязкость крови (согласно данным [3]):

$$\eta = 5,8 - 11 \text{ мПа} \cdot \text{с} \approx 8 \text{ мПа} \cdot \text{с}.$$

Принятые расчетные значения параметров реологической модели крови:

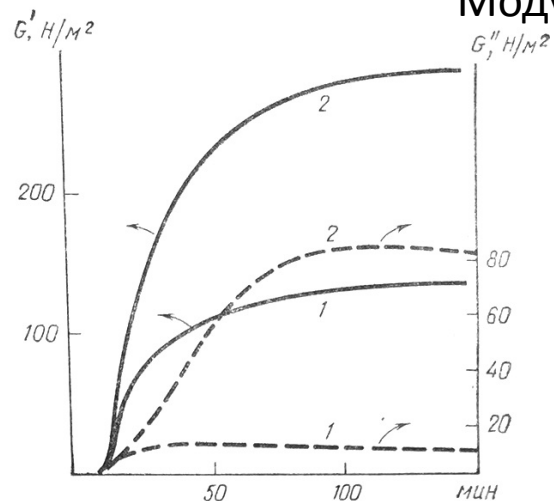
$$\lambda_1 = 0,015 \text{ с};$$

$$\lambda_2 = 0,016 \text{ с};$$

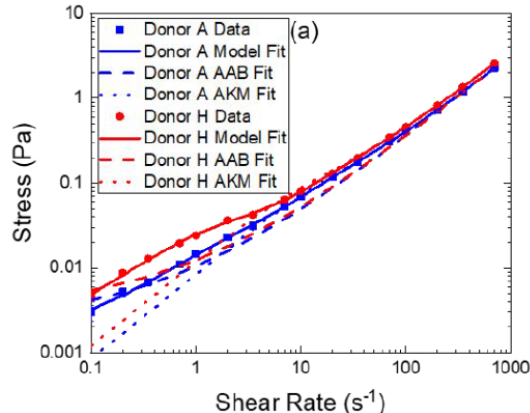
$$\eta = 8 \text{ мПа} \cdot \text{с};$$

$$\eta_1 = 0,5 \text{ мПа} \cdot \text{с};$$

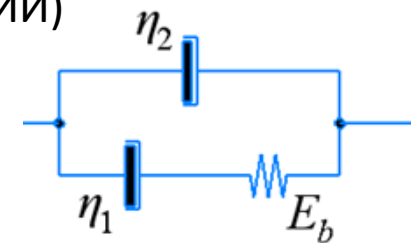
$$\eta_2 = 7,5 \text{ мПа} \cdot \text{с};$$



Упругий модуль и модуль потерь как функции свертывания крови [1]



Зависимость модуля сдвига крови от скорости сдвига при испытаниях [2]



Трехкомпонентная реологическая модель вязко-упругой жидкости [1]

$$\lambda_1 \dot{\tau} + \tau = \eta (\dot{\gamma} + \lambda_2 \ddot{\gamma}),$$

$$\lambda_1 = \frac{\eta_2}{E}, \quad \lambda_2 = \frac{\eta_2}{E} \frac{\eta_1}{\eta_1 + \eta_2},$$

$$\eta = \eta_1 + \eta_2$$

λ_1, λ_2 – учитывают релаксацию напряжений и деформаций

[1] Левтов В.А., Регирер С.А., Щадрина Н.Х. Реология крови. – М.: Медицина, 1982. – 272 с.

[2] Beris, A. N., Horner, J. S., Jariwala, S., Armstrong, M. J., & Wagner, N. J. (2021). Recent advances in blood rheology: a review. *Soft Matter*, 17(47), 10591-10613.

[3] Robertson, A. M., Sequeira, A., & Owens, R. G. (2009). Rheological models for blood. In *Cardiovascular Mathematics: Modeling and simulation of the circulatory system* (pp. 211-241). Milano: Springer Milan.

СХЕМА К ОПРЕДЕЛЕНИЮ ДВИЖУЩЕЙ СИЛЫ ПОТОКА КРОВИ

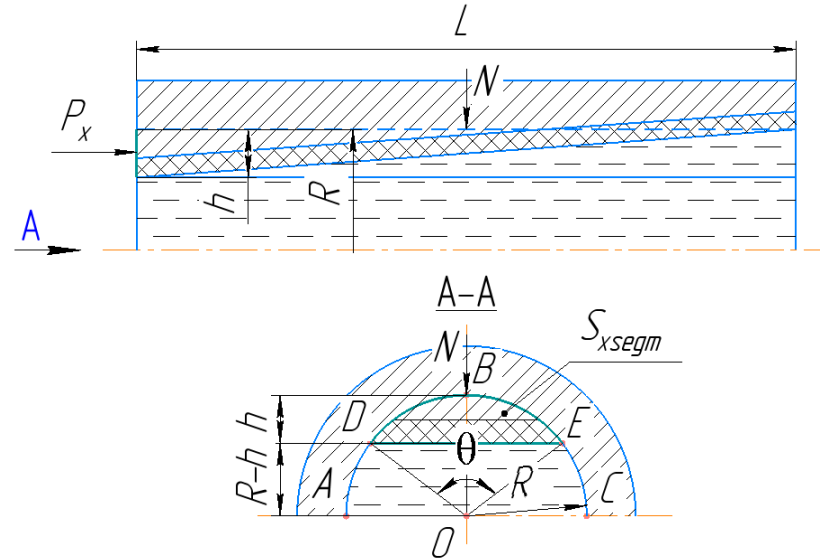


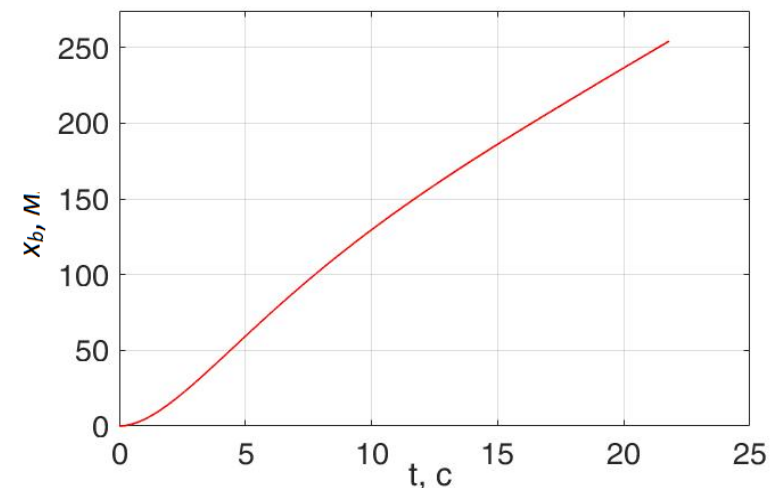
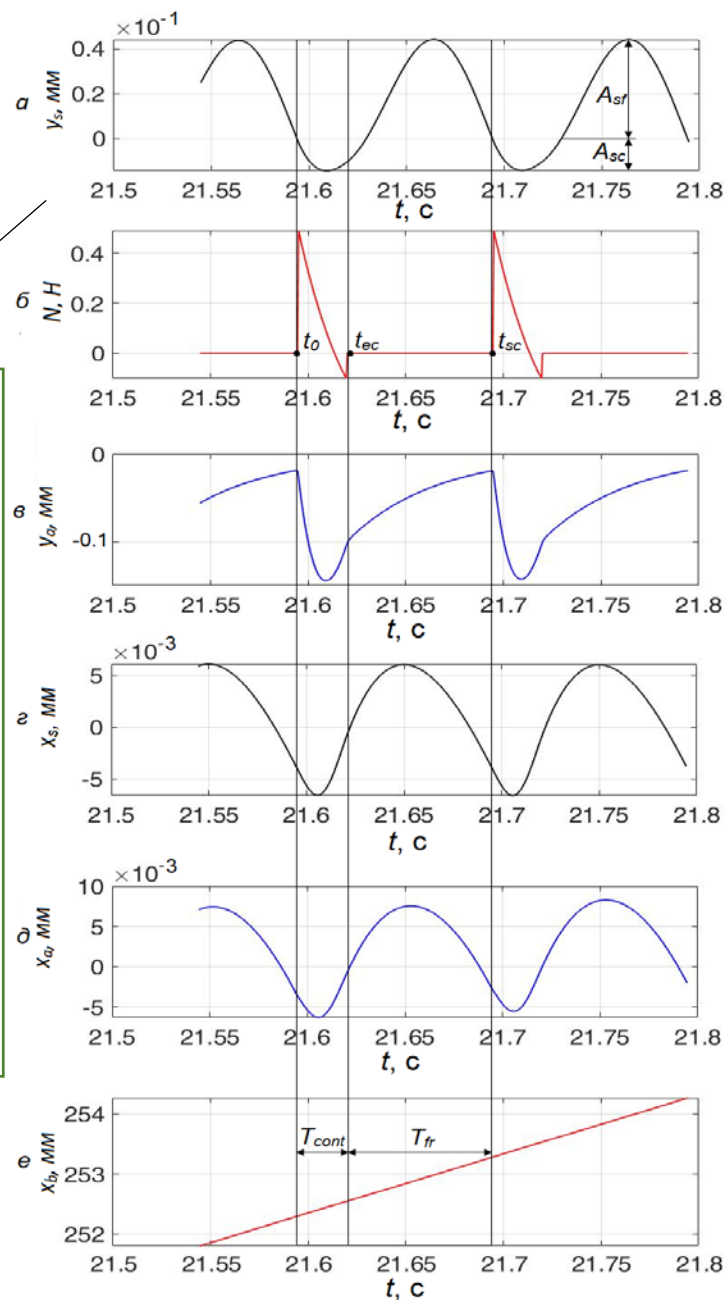
Схема к определению продольной движущей силы P_x

$$P_x = \frac{S_{xsegm}}{S_L} k_\alpha N = \frac{\frac{1}{2}R(\theta - \sin \theta)}{S_L} k_\alpha N,$$

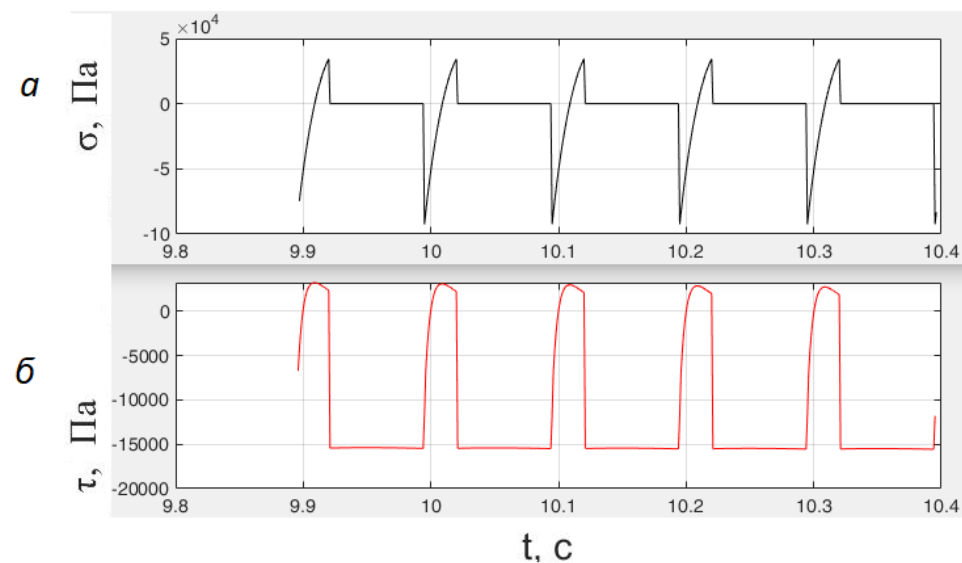
Сила нормальной реакции стенки на сосуд:

$$N = -\left(\frac{c_a}{2} - \frac{c_s}{2}\right)y_s - \left(\frac{b_a}{2} - \frac{b_s}{2}\right)\dot{y}_s.$$

МЕХАНИКА ДВИЖЕНИЯ РЕОЛОГИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ КРОВИ ПО СОСУДУ ПРИ ВИБРООБЪЕМНОМ ВОЗДЕЙСТВИИ



Изменение перемещения потока крови x_b в зависимости от времени



Изменение напряжений в потоке крови в зависимости от времени: a – нормальных σ (растяжения); $б$ – сдвиговых τ

Изменение перемещений и усилий в системе «стенка устройства – эластичный сосуд – поток крови» в зависимости от времени (установившееся движение):

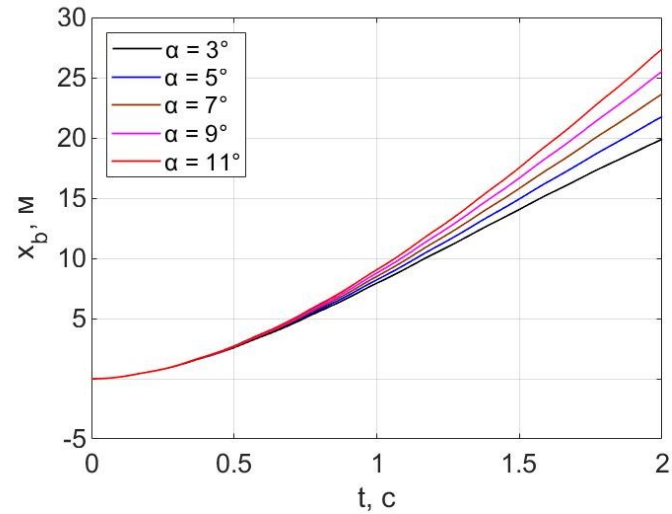
a – поперечное перемещение стенки y_s ;

$б$ – сила нормальной реакции стенки на сосуд N ;

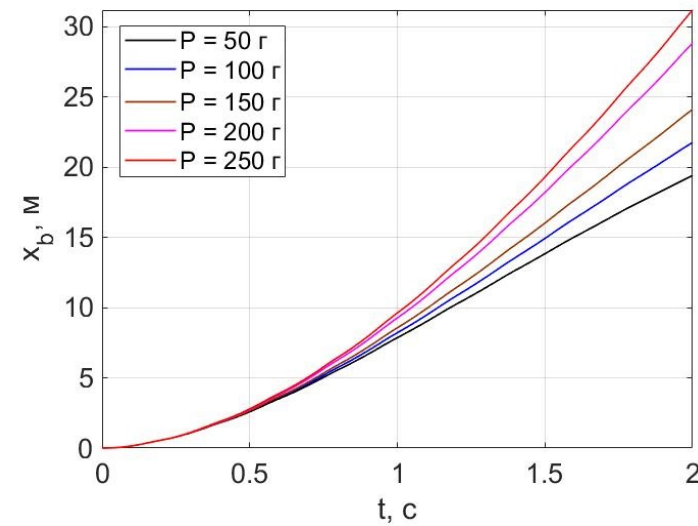
$в$ – поперечное перемещение сосуда y_a ;

$г, д, е$ – продольное перемещение стенки x_s , сосуда x_a и потока крови x_b

МЕХАНИКА ДВИЖЕНИЯ РЕОЛОГИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ КРОВИ ПО СОСУДУ ПРИ ВИБРООБЪЕМНОМ ВОЗДЕЙСТВИИ

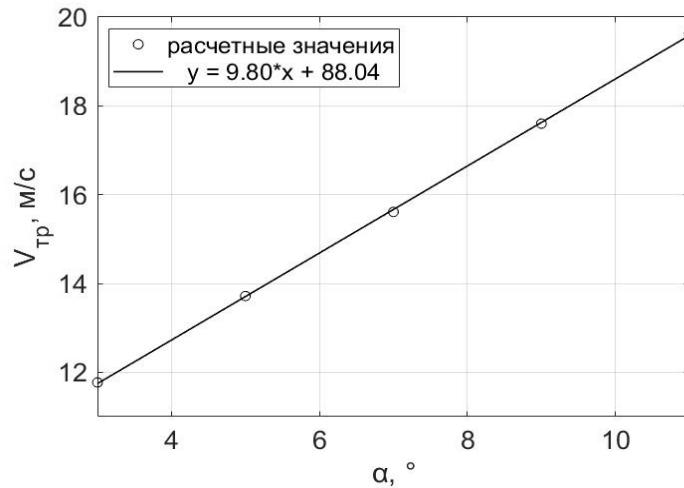


Изменение продольного перемещения потока крови x_b для различных значений амплитудного значения вынуждающей силы P ($\alpha = 5^\circ$)

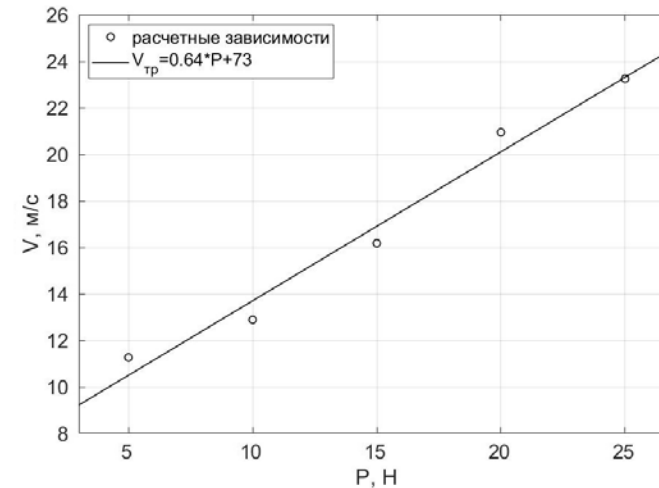


Противодавление в канале $dp = 285 \text{ мм рт ст}$

Изменение продольного перемещения потока крови x_b для различных значений амплитудного значения вынуждающей силы P ($\alpha = 5^\circ$)

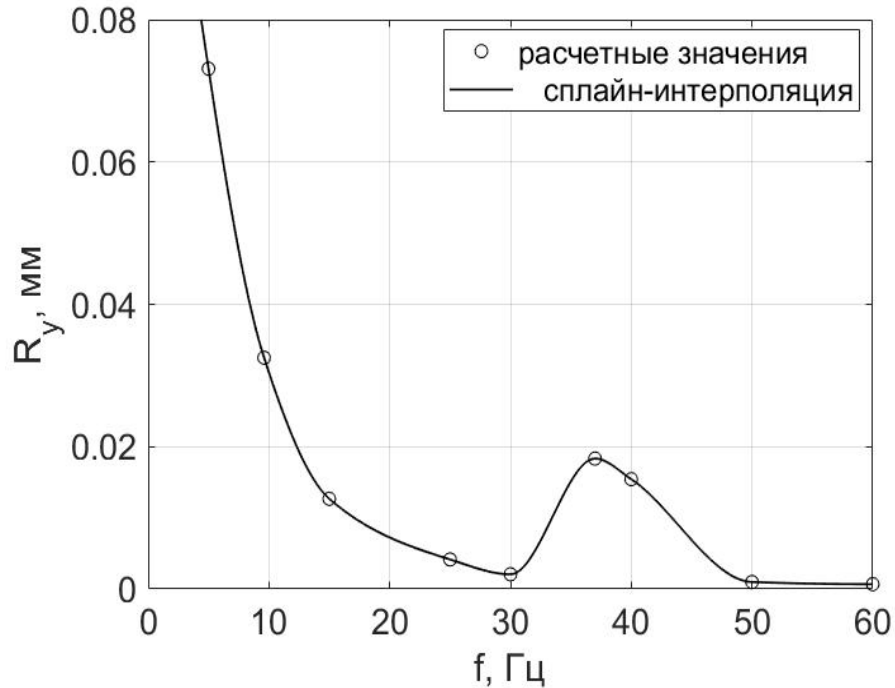


Зависимость скорости транспортирования потока крови от угла раскрытия продольного сечения транспортного канала ($P = 100 \text{ г}$)



Зависимость скорости перемещения потока крови от амплитудного значения вынуждающей силы ($\alpha = 5^\circ$)

АМЛИТУДНО-ЧАСТОТНАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА (РАЗМАХ ПОПЕРЕЧНЫХ КОЛЕБАНИЙ СТЕНОК УСТРОЙСТВА)



Зависимость размаха колебаний стенки устройства R_y от частоты вынуждающей силы f ($\alpha = 5^\circ$, $P = 100$ г)

*Экспериментальные значения интерполированы изогеометрическим бигармоническим сплайном (shape preserving interpolation).

$$f_1 = \frac{1}{2\pi} \sqrt{p_1^2 - n_1^2} = \frac{1}{2\pi} \sqrt{75,96^2 - 45,9^2} = 9,6 \text{ Гц}; \quad (1)$$

$$f_2 = \frac{1}{2\pi} \sqrt{p_2^2 - n_2^2} = \frac{1}{2\pi} \sqrt{44,7^2 - 25} = 37,1 \text{ Гц}, \quad (2)$$

где

$$p_1 = \sqrt{\frac{c_s + c_a}{M}} = \sqrt{\frac{400 + 858}{0,218}} = 75,96 \text{ с}^{-1}, n_1 = \frac{b_s + b_a}{2M} = \frac{10 + 10}{2 \cdot 0,218} = 45,9 \text{ с}^{-1}; \quad (3)$$

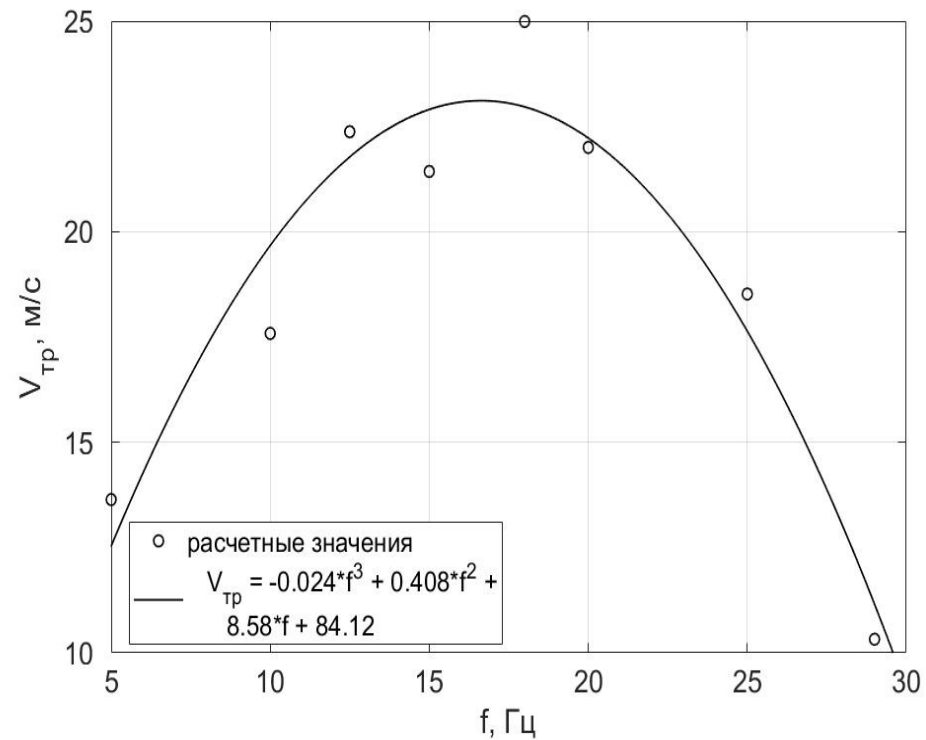
$$p_2 = \sqrt{\frac{c_s}{m}} = \sqrt{\frac{400}{0,2}} = 44,7 \text{ с}^{-1}, n_2 = \frac{b_s}{2m} = 25 \text{ с}^{-1} \quad (4)$$

– собственные частоты и коэффициенты демпфирования системы в период движения эластичной трубки в контакте и без контакта со стенкой устройства соответственно;

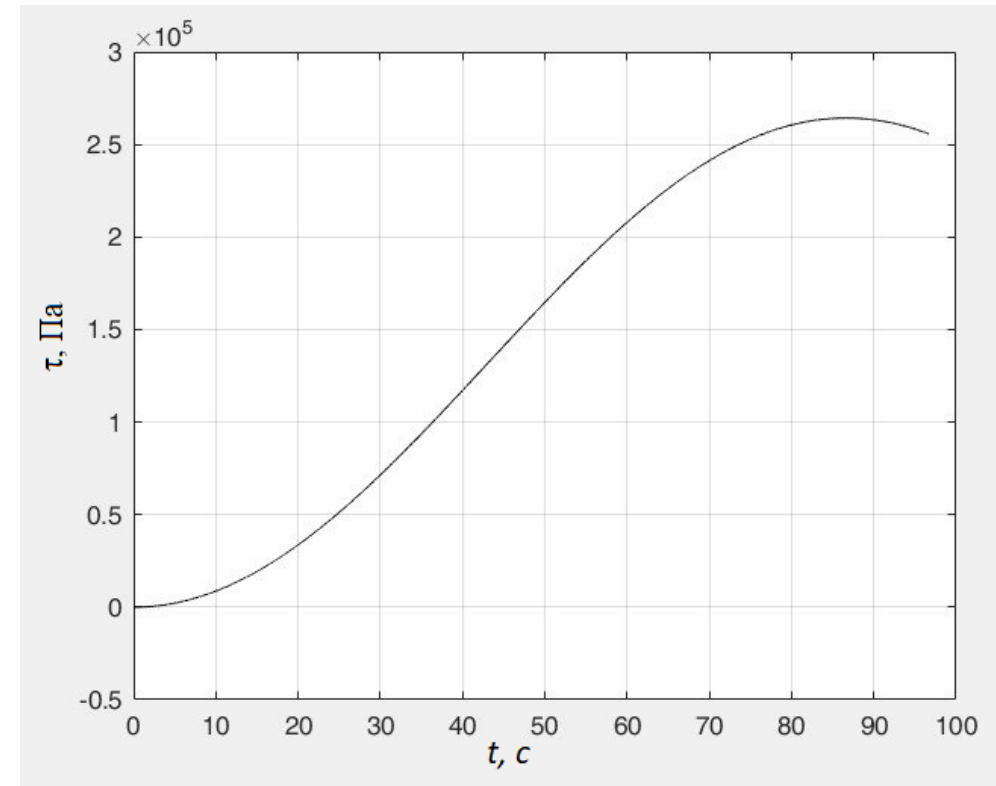
c_a и b_b – коэффициенты жесткости и вязкости эластичного сосуда с кровью, определяемые пересчетом из значений модуля упругости E_a и вязкости η_b .

Противодавление в канале $dp = 285$ мм рт ст

МЕХАНИКА ДВИЖЕНИЯ РЕОЛОГИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ КРОВИ ПО СОСУДУ ПРИ ВИБРООБЪЕМНОМ ВОЗДЕЙСТВИИ



Зависимость скорости транспортирования потока крови $V_{\text{тр}}$ от частоты вынуждающей силы ($\alpha = 5^\circ$, $P = 100$ г)



Установление процесса виброобъемного перекачивания крови: зависимость касательных напряжений τ в реологической модели крови от времени

НАПРАВЛЕНИЕ СОВЕРШЕНСТВОВАНИЯ МОДЕЛИ И ГЕОМЕТРИЧЕСКОЙ ФОРМЫ СОСУДА ДЛЯ РЕАЛИЗАЦИИ ВИБРООБЪЕМНОГО МЕТОДА

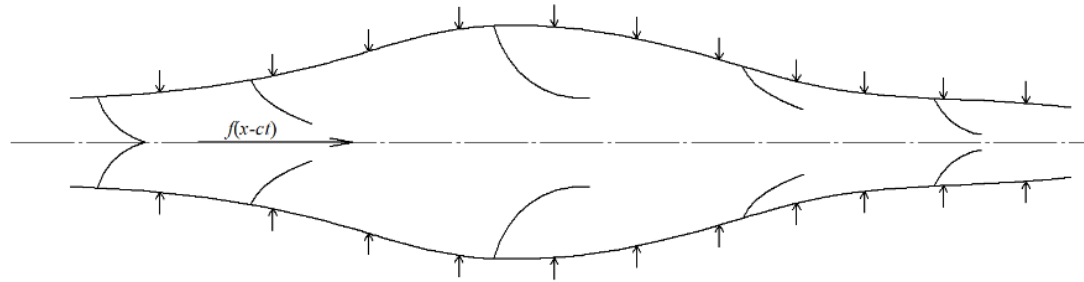
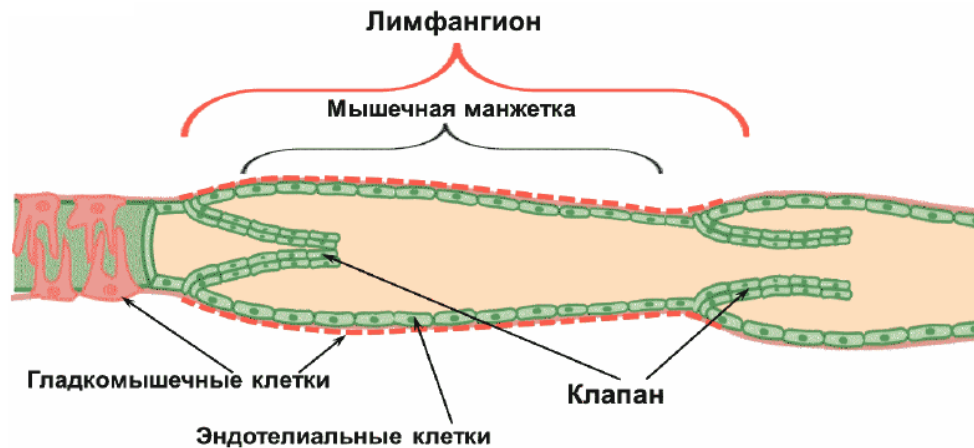
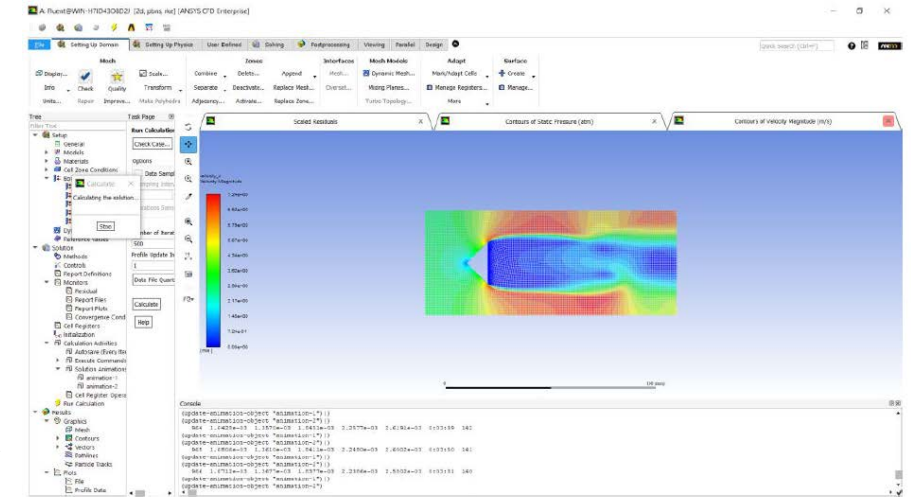


Схема перистальтического метода воздействия на эластичный сосуд с гибкими створчатыми клапанами [1]



Схематическое строение лимфатического сосуда со створчатым клапаном [2]



Применение численного пакета (Ansys Fluent) для решения задачи FSI и решения уравнения Навье-Стокса

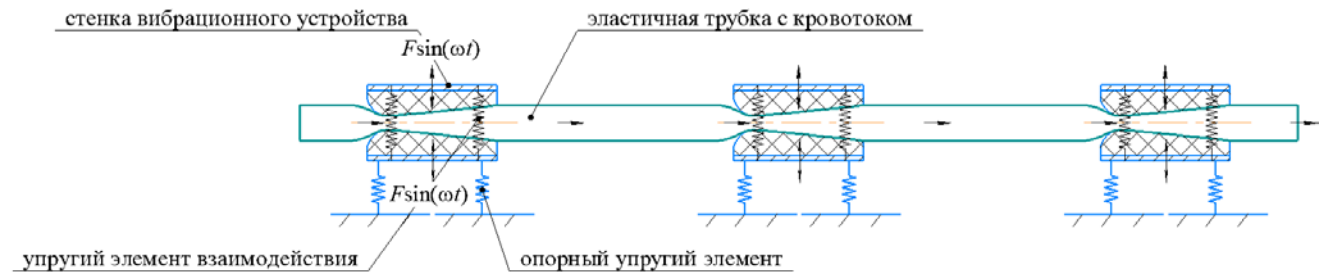


Схема вибрационного воздействия на эластичную трубку с последовательно установленными устройствами, объединенными в один блок

1. Winn A., Katifori E. Operating principles of peristaltic pumping through a dense array of valves. Journal of Fluid Mechanics, 2024, 989: A18.
2. Г. И. Лобов, Ж. В. Непиющих Структура и физиология лимфатической сосудистой сети/ Регионарное кровообращение и микроциркуляция. 2020; 19(3): 5–18

СПАСИБО ЗА ВНИМАНИЕ!